Aus der Orthopädischen Klinik und Poliklinik
der Universität Tübingen
Direktor: Professor Dr. H. Mau

Analyse der Ursachen von 61 aseptisch gelockerten Hüfttotalendoprothesen vom Typ Müller-Charnley

INAUGURAL-DISSERTATION
zur Erlangung des Doktorgrades
der Medizin

der
MEDIZINISCHEN FAKULTÄT
(Klinische Medizin)
der Eberhard-Karls-Universität
Tübingen

vorgelegt von
KLAUS JESUSSEK
aus Stuttgart

1984

Aus der Orthopädischen Klinik und Poliklinik
der Universität Tübingen
Direktor: Professor Dr. H. Mau

Analyse der Ursachen von 61 aseptisch gelockerten Hüfttotalendoprothesen vom Typ Müller-Charnley

INAUGURAL-DISSERTATION
zur Erlangung des Doktorgrades
der Medizin

der
MEDIZINISCHEN FAKULTÄT
(Klinische Medizin)
der Eberhard-Karls-Universität
Tübingen

vorgelegt von
KLAUS JESUSSEK
aus Stuttgart

1984

Dekan:	Professor Dr. D. Plester
1. Berichterstatter:	Professor Dr. H. Mau
2. Berichterstatter:	Professor Dr. S. Weller
3. Berichterstatter:	Professor Dr. G. König

gedruckt bei H.-J. Köhler · Reprografischer Betrieb · Tübingen

Inhaltsverzeichnis.

A. Einleitung Seite 1

B. Methodik 2

1. Krankengut 2

2. Auswertung 5

2.1 Krankenblatt 5

2.2 Präoperatives Röntgenbild 5

2.3 Postoperatives Röntgenbild 8

2.4 Aktuelles Röntgenbild 10

3. Diagnose der Implantatlockerung 11

C. Ergebnisse

1. Vergleich der gelockerten Pfannen mit den nicht gelockerten Hüfttotalendoprothesen 12

1.1 Pfannenform (präoperativ) 12

1.2 Wertigkeit des Pfannenlagers (präoperativ) 12

1.3 Pfanneninklination 13

1.4 Pfannenanteversion 13

1.5 Knöcherner Abstand zum kleinen Becken 14

1.6 Zementaustritt ins kleine Becken 14

2. Vergleich der gelockerten Prothesenschäfte mit den nicht gelockerten Hüfttotalendoprothesen 15

2.1 Schenkelhalswinkel (präoperativ) 15

2.2 Wertigkeit des Schaftlagers (präoperativ) 15

2.3 Prothesenhalslänge 16

2.4 Prothesenschaftlänge 16

2.5 Prothesenlage 17

2.6 Zementummantelung der Prothesenspitze 17

2.7 Weite des Markkanales 18

2.8 Verhältnis der medialen und lateralen Kortikalis zur Schaftdicke (präoperativ) 18
2.9 Adambogen vorhanden oder weitgehend reseziert 19
2.10 Kompaktadicke des Adambogens präoperativ und Nachuntersuchung 19
2.11 Vergleich der Kompaktadicke des Adambogens nach varischer und valgischer Implantation des Prothesenschaftes (Nachuntersuchung) 20
2.12 Höhe des Trochanter major zur Prothesenkopfmitte 20
2.13 Osteolyse am Prothesenkragenaufsitz (Nachuntersuchung) 21

3. Vergleich aller gelockerten Hüfttotalendoprothesen mit den nicht gelockerten Hüfttotalendoprothesen 22

3.1 Berufsbedingte körperliche Belastung 22
3.2 Körpergewicht 22

4. Gleichzeitiges Auftreten verschiedener Faktoren - Vergleich der nicht gelockerten Hüfttotalendoprothese mit den Pfannen- bzw. Schaftlockerungen 23

5. Pfannenlockerungen 25

6. Schaftlockerungen 28

D. Diskussion 35

1. Das Implantatlager 35

1.1 Osteoporose 38
1.2 Pfannenform 39
1.3 Schenkelhalswinkel 40
1.4 Weite des Markkanales 40
1.5 Mediale und laterale Kortikalis 41

2. Operative Technik einschließlich Zement 42

2.1 Pfanne 42
2.2 Schaft 46
2.3 Prothesenschaftbrüche 51
2.4 Knochenzement 52

3. Konstruktionsmerkmale der Endoprothesen 56

3.1 Prothesenhalslänge 56
3.2 Prothesenschaftlänge 59
3.3 Prothesenkragen 61

4. Biologische Reaktion 63

5. Körperliche Aktivität und Belastung 67

E. Zusammenfassung 68

Literaturverzeichnis 70

A. Einleitung

Die Totalendoprothese hat sich in der Behandlung der Coxarthrose durchgesetzt. Patienten, die infolge eines Hüftleidens meist stark behindert sind, werden nach dem Eingriff fast vollständig schmerzfrei und verfügen über eine teilweise verbesserte Gelenkbeweglichkeit und -funktion (3,21,32,57,58,84). Diese guten Frühergebnisse dürfen nicht über die Komplikationen hinwegtäuschen, die mit einer Prothesenimplantation verbunden sind. Zu den schwerwiegensten Komplikationen zählt die Infektion und die Lockerung, die als septische und aseptische Lockerung in Erscheinung tritt. Die Infektion als Ursache einer Prothesenlockerung konnte durch verbesserte Asepsis, Laminar-flow, antibiotikahaltigen Zement sowie kürzeres und schonenderes Operieren wesentlich gesenkt werden (4,12,29,35,39,56,74,97,98). Demgegenüber nimmt die Rate der aseptischen Prothesenlockerung proportional zur Verweildauer der Implantate zu (34,98).

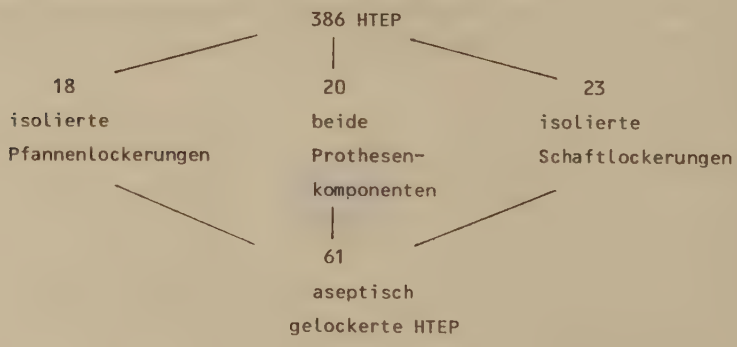
Ziel der vorliegenden Untersuchung ist es, die aseptischen Lockerungen der Hüfttotalendoprothesen (HTEP) zu analysieren und verschiedene Faktoren hinsichtlich ihrer Bedeutung für den Lockerungsvorgang darzustellen. Eigene Ergebnisse werden mit der Literatur verglichen.

B. Methodik

1. Krankengut

In den Jahren 1967-1977 wurden an der Orthopädischen Universitätsklinik Tübingen 890 Hüfttotalendoprothesen implantiert.
Es wurden nur solche Patienten zur Auswertung herangezogen, die einen postoperativen Beobachtungszeitraum von mindestens 2 Jahren aufwiesen. Unter Berücksichtigung dieser Bedingung wurden insgesamt 327 Patienten mit 386 HTEP exakt erfaßt.
Die vorliegende Untersuchung befaßt sich nur mit den aseptischen Prothesenlockerungen. Infektlockerungen und HTEP nach vorausgegangener Alloarthroplastik wurden nicht berücksichtigt.

Unter den 386 HTEP konnten 61 aseptische Prothesenlockerungen bei 52 Patienten (27 männlich, 25 weiblich) nachgewiesen werden. Es handelte sich um konventionelle einzementierte Hüfttotalendoprothesen vom Typ Müller-Charnley.
Sie unterteilten sich in



Dies entspricht einer aseptischen Lockerungsrate von 15,8 % bei einer durchschnittlichen Implantationsdauer von 5,8 Jahren.

Abb. 1 zeigt die Lockerungsrate in Abhängigkeit von der Implantationsdauer.

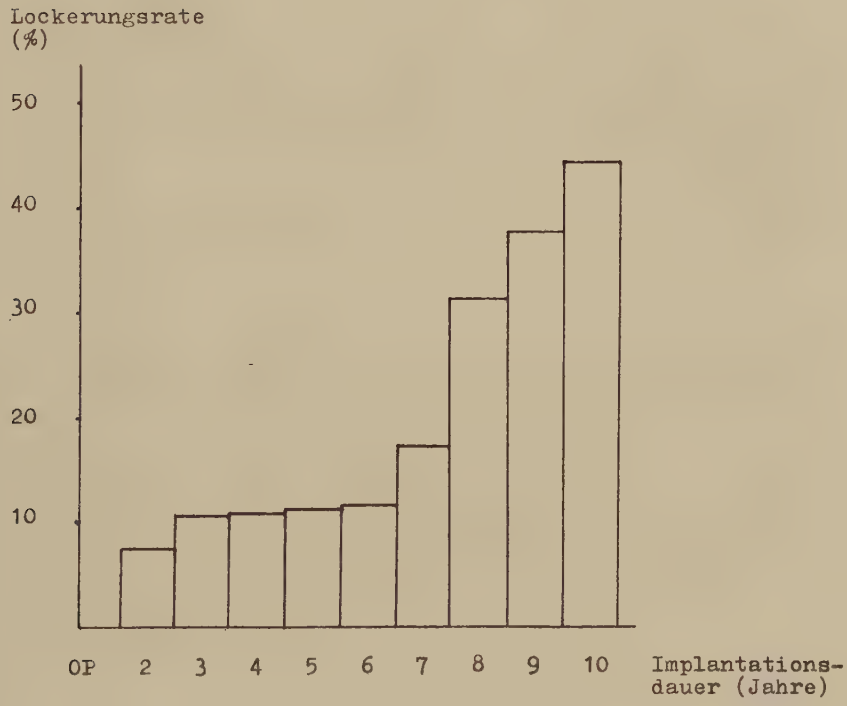


Abb. 1

Tab. 1 zeigt die Lockerungsraten bezogen auf die verschiedenen präoperativen Indikationen.

Präoperative Hüftdiagnose	Anzahl	davon gelockert	%
Sog. primäre Coxarthrose	226	33	14,6
Hüftkopfnekrose	41	6	14,6
PCP + M. Bechterew	40	6	15
Dysplasie-Coxarthrose	37	8	21,6
Protrusio acetabuli	19	6	31,5
Posttraumatische Arthrose	18	2	11,1
Z.n.Arthrodese	5	0	0
	386	61	15,8

Tab.1

Als Vergleichsgruppe dienten 275 Patienten (118 männlich, 157 weiblich) mit 325 nicht gelockerten Hüfttotalendoprothesen.

2. Auswertung

Für die Auswertung wurde das Krankenblatt, die klinische Untersuchung, ein präoperatives, das postoperative sowie das zuletzt angefertigte Röntgenbild verwendet.

2.1 Krankenblatt

Dem Krankenblatt wurden die persönlichen Daten des Patienten, die berufsbedingte körperliche Belastung, das Körpergewicht sowie der intra- und postoperative Verlauf entnommen und auf retrospektive Untersuchungsbögen übertragen.

2.2 Präoperatives Röntgenbild

2.2.1 Wertigkeit des Pfannen- und Schaftlagers

Am präoperativen Röntgenbild wurden die knöchernen Ausgangsverhältnisse beurteilt. Im Bereich des coxalen Femurendes geschah dies nach der Methode von Singh et al. (82). Diese Methode orientiert sich an der Trabekularstruktur des coxalen Femurendes. Mit zunehmendem Osteoporosegrad ist eine stufenweise Rarefizierung der Zug- und Drucktrajektorienbündel zu erkennen. Grad 6 entspricht bei der Einteilung nach Singh et al. dem Normalbefund eines jungen Erwachsenen, Grad 1 stellt den schwersten Osteoporosegrad dar (Abb.2).

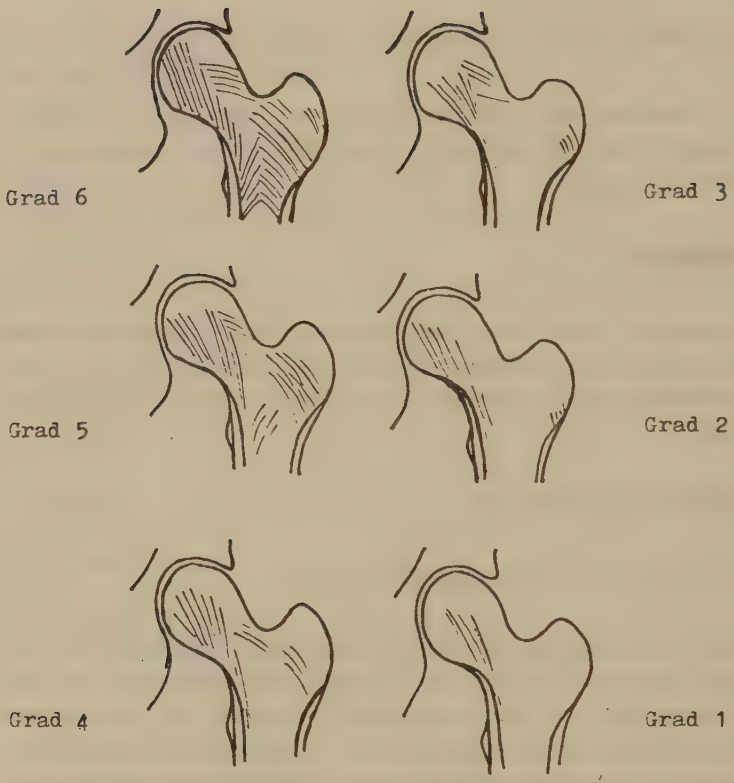


Abb. 2

Diesen sechs Osteoporosegraden nach Singh et al. wurden folgende Wertigkeiten des Knochenlagers zugeordnet:

Osteoporosegrad 6 + 5 : Wertigkeit gut
Osteoporosegrad 4 + 3 : Wertigkeit mittel
Osteoporosegrad 2 + 1 : Wertigkeit schlecht

Bei der Beurteilung des Pfannenlagers wurde zusätzlich das Ausmaß der Zystenbildung und der knöcherne Abstand zum kleinen Becken berücksichtigt.

2.2.2 Pfannenform

Die Pfannenform wurde unterteilt in physiologische Pfanne, dysplastische Pfanne, tiefe Pfanne oder Protrusion und Pfanne am anderen Ort. Die Protrusion wurde hier als Symptom und nicht als eigenständiges Krankheitsbild bewertet.

2.2.3 Schenkelhalswinkel

Als Normbereich wurden die Winkel zwischen 120^{o} - 140^{o} betrachtet.

2.2.4 Femurmaße

Gemessen wurde die Weite des Markkanales, die Kompaktadicke des Adambogens sowie 8 cm unterhalb des Trochanter minor die Schaftdicke und die Breite der medialen und lateralen Kortikalis. Errechnet wurde daraus das Verhältnis der medialen bzw. lateralen Kortikalis zur Schaftdicke.

2.3 Postoperatives Röntgenbild

Am postoperativen Röntgenbild wurden folgende Punkte beurteilt:

Schaft

2.3.1 Prothesenhalslänge (kurz, mittel, lang)

2.3.2 Prothesenschaftlänge (kurz, mittel, lang)

2.3.3 Adambogen vorhanden oder weitgehend reseziert

2.3.4 Prothesenlage
varus: Prothesenspitze liegt der lateralen Kortikalis an
valgus: Prothesenspitze liegt der medialen Kortikalis an
neutral: Prothesenspitze nimmt eine Zwischenposition ein

2.3.5 Zementummantelung der Prothesenschaftspitze

2.3.6 Höhe des Trochanter major zur Prothesenkopfmitte.
Abb. 3 veranschaulicht die Beziehung des Trochanter major zur Prothesenkopfmitte. Toleriert wurde eine Abweichung von 5 mm nach oben oder unten.

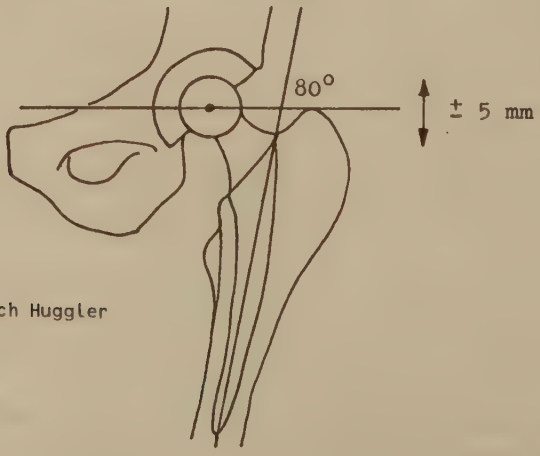


Abb. 3 Verändert nach Huggler und Schreiber (46).

Pfanne

2.3.7 Inklination der Pfanne

Durch die Anteversion der Pfanne stellt sich der Markierungsring der Polyäthylenpfanne auf dem Röntgenbild als Ellipse dar (Abb.4). Der Inklinationswinkel α der Pfanne wird gebildet aus dem verlängerten großen Durchmesser der Ellipse und der Horizontalen (Verbindungslinie der beiden Tubera ossium ischiorum). Als Normbereich betrachteten wir die Inklinationswinkel zwischen 40° und 55°.

2.3.8 Anteversion der Pfanne

Der Anteversionswinkel β der Pfanne läßt sich durch den Quotienten aus kleinem und großem Durchmesser der Ellipse bestimmen. Es gilt die Beziehung:

$$\sin\beta = \frac{d}{D} \qquad \text{(Abb.4)}$$

Der Normbereich für den Anteversionswinkel der Pfanne lag zwischen 5° und 15°. Wurde ein großer Durchmesser von 50 mm gemessen, so war die Anteversionsstellung der Pfanne korrekt, wenn gleichzeitig die Länge des kleinen Durchmessers zwischen 4,5 mm und 13 mm lag.
Bei Abweichungen nach oben oder unten wurde die Anteversion als schlecht beurteilt.

Abb. 4

2.3.9 Knöcherner Abstand zum kleinen Becken

Gemessen wurde die kürzeste Distanz von der Knochen-Zement-Grenze zur Linea terminalis.

2.3.10 Zementaustritt in kleine Becken

2.4 Aktuelles Röntgenbild

2.4.1a Kompaktadicke des Adambogens

2.4.1b Kompaktadicke des Adambogens bei Varus- und Valgusimplantation der Prothese.

2.4.2 Weite des Markkanales

2.4.3 Osteolyse am Prothesenkragenaufsitz

Leicht: Durchmesser unter 5 mm, Schaft nicht betroffen
Mittel: Durchmesser über 5 mm, Schaft leicht betroffen
Stark: Durchmesser über 5 mm, Schaft deutlich betroffen

3. Diagnose der Implantatlockerung

Die klinische Symptomatologie der aseptischen Endoprothesenlockerung ist gekennzeichnet durch diffuse Belastungsschmerzen der operierten Hüfte bis hin zu Ruheschmerzen, oft verbunden mit einer schmerzhaften Bewegungseinschränkung.
Bei der klinischen Untersuchung finden sich Schmerzen bei passiven Bewegungen, insbesondere bei Stauchung, Zug und Rotation des Oberschenkels (49).
In den Röntgenverlaufskontrollen ist die aseptische Prothesenlockerung an der Entstehung eines im postoperativen Röntgenbild nicht vorhandenen, zunehmenden Randsaumes zwischen Knochen und Zement erkennbar. Als weiteres Lockerungskriterium galt die Dislokation der Implantate. Im Bereich des Schaftes war die Dislokation zum Teil an einer Spaltbildung zwischen Metall und Zement am Prothesenrücken erkennbar. Dieser Befund ist gleichzeitig beweisend für eine Zerstörung des Zementlagers medial proximal am Calcar.
Die zunehmende Dislokation der Pfanne erfolgte meist nach cranial und medial.

C. Ergebnisse

1. Vergleich der gelockerten Pfannen mit den nicht gelockerten Hüft-totalendoprothesen.

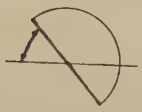
1.1 Pfannenform (praeoperativ)

	physiol. Pfanne	dyspl. Pfanne	tiefe Pfanne oder Protru-sion	Pfanne an and. Ort
Nicht gel. HTEP n = 325	201 (61,9%)	30 (9,2%)	82 (25,2%)	12 (3,7%)
Pfannenlockerungen n = 38	18 (47,4%)	5 (13,2%)	14 (36,8%)	1 (2,6%)

1.2 Wertigkeit des Pfannenlagers (praeoperativ)

	gut	mittel	schlecht
Nicht gel. HTEP n = 325	38 (11,7%)	149 (45,8%)	138 (42,5%)
Pfannenlockerungen n = 38	0	10 (26,3%)	28 (73,7%)

1.3 Pfanneninklination

	normal	steil	flach
Nicht gel. HTEP n = 325	243 (74,8%)	36 (11,1%)	46 (14,1%)
Pfannenlockerungen n = 38	25 (65,8%)	5 (13,2%)	8 (21%)

1.4 Pfannenanteversion

	gut	schlecht
Nicht gel. HTEP n = 325	220 (67,7%)	105 (32,3%)
Pfannenlockerungen n = 38	21 (55,3%)	17 (44,7%)

1.5 Knöcherner Abstand zum kleinen Becken

	Abstand gemittelt in mm
Nicht gel. HTEP n = 324 +)	6,53
Pfannenlockerungen n = 38	4,6

+) Eine Prothese nicht berücksichtigt, da der Femurkopf als zentrale cortico- spongiöse autologe Knochenplastik belassen wurde.

1.6 Zementaustritt ins kleine Becken

	nein	ja
Nicht gel. HTEP n = 325	245 (75,4%)	80 (24,6%)
Pfannenlockerungen n = 38	24 (63,2%)	14 (36,8%)

2. Vergleich der gelockerten Prothesenschäfte mit den nicht gelockerten Hüfttotalendoprothesen

2.1 Schenkelhalswinkel (praeoperativ)

	physiol. Winkel	varus	valgus
Nicht gel. HTEP n = 325	227 (69,8%)	23 (7,1%)	75 (23,1%)
Schaftlockerungen n = 43	26 (60,5%)	4 (9,3%)	13 (30,2%)

2.2 Wertigkeit des Schaftlagers (praeoperativ)

	gut	mittel	schlecht
Nicht gel. HTEP n = 325	29 (8,9%)	175 (53,9%)	121 (37,2%)
Schaftlockerungen n = 43	0	13 (30,2%)	30 (69,8%)

2.3 Prothesenhalslänge

	kurz	mittel	lang
Nicht gel. HTEP n = 325	26 (8%)	197 (60,6%)	102 (31,4%)
Schaftlockerungen n = 43	7 (16,3%)	14 (32,5%)	22 (51,2%)

2.4 Prothesenschaftlänge

	kurz	mittel	lang
Nicht gel. HTEP n = 325	15 (4,6%)	310 (95,4%)	0
Schaftlockerungen n = 43	4 (9,3%)	38 (88,4%)	1 (2,3%)

2.5 Prothesenlage

	neutral	valgus	varus
Nicht gel. HTEP n = 325	232 (71,3%)	60 (18,5%)	33 (10,2%)
Schaftlockerungen n = 43	20 (46,5%)	0	23 (53,5%)

2.6 Zementummantelung der Prothesenspitze

	ja	nein
Nicht gel. HTEP n = 320 +)	281 (87,8%)	39 (12,2%)
Schaftlockerungen n = 43	35 (81,4%)	8 (18,6%)

+) bei 5 HTEP nicht beurteilbar

2.7 Weite des Markkanals

	praeoperativ Mittelwert in mm	Letzte Röntgen-Kontrolle Mittelwert in mm	Zunahme
Nicht gel. HTEP n = 325	19,3	20,9	1,6
Schaftlockerungen n = 43	21,4	24	2,6
Typ Ib der Schaft-lockerungen nach T. Gruen (s.S. 25) n = 16	22,3	26,3	4
Restliche Schaftlockerungen n = 27	20,9	22,6	1,7

2.8 Verhältnis der medialen und lateralen Kortikalis zur Schaft-dicke (praeoperativ)

	Med. Kortikalis zur Schaftdicke Schaftdicke = 1	Lat. Kortikalis zur Schaftdicke Schaftdicke = 1
Nicht gel. HTEP n = 325	0,23 : 1	0,2 : 1
Schaftlockerungen n = 43	0,22 : 1	0,19 : 1

2.9 Adambogen vorhanden oder weitgehend reseziert

	vorhanden	weitgehend reseziert
Nicht gel. HTEP n = 325	266 (81,8%)	59 (18,2%)
Schaftlockerungen n = 43	35 (81,4%)	8 (18,6%)

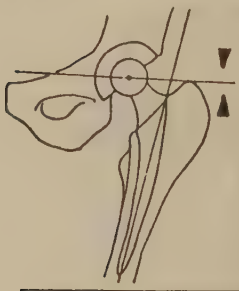
2.10 Kompaktadicke des Adambogens praeoperativ und Nachuntersuchung

	praeoperativ Mittelwert in mm	Nachuntersuchung Mittelwert in mm
Nicht gel. HTEP n = 325 (prae-op) n = 266 (NU)	5,1	2,1
Schaftlockerungen n = 43 (prae-op) n = 35 (NU)	5,2	1,6

2.11 Vergleich der Kompaktadicke des Adambogens nach varischer oder valgischer Implantation des Prothesenschaftes (Nachuntersuchung)

	varus Mittelwert in mm	valgus Mittelwert in mm
Nicht gel. HTEP	2,3 (n = 29)	1,8 (n = 43)
Schaftlockerungen	1,4 (n = 23)	(n = 0)

2.12 Höhe des Trochanter major zur Prothesenkopfmitte

	innerhalb	oberhalb	unterhalb
Nicht gel. HTEP n = 325	180 (55,4%)	66 (20,3%)	79 (24,3%)
Schaftlockerungen n = 43	26 (60,5%)	7 (16,3%)	10 (23,2%)

2.13 Osteolyse am Prothesenkragenaufsitz (Nachuntersuchung)

	keine	leicht	mittel	stark
Nicht gel. HTEP n = 325	60 (18,5%)	158 (48,6%)	83 (25,5%)	24 (7,4%)
Schaftlockerungen n = 43	1 (2,3%)	4 (9,3%)	11 (25,6%)	27 (62,8%)

3. Vergleich aller gelockerten Hüfttotalendoprothesen mit den nicht gelockerten Hüfttotalendoprothesen

3.1 Berufsbedingte körperliche Belastung

	leicht	mittel	schwer
Nicht gel. HTEP n = 319 +)	154 (48,2%)	116 (36,4%)	49 (15,4%)
Gel. HTEP n = 59 +)	26 (44,1%)	16 (27,1%)	17 (28,8%)
Prothesen- schaftbrüche n = 12	5 (41,7%)	2 (16,6%)	5 (41,7%)
Rheumatiker n = 40	27 (67,5%)	13 (32,5%)	0

+) keine Angabe bei insgesamt 8 Patienten

3.2 Körpergewicht

	Durchschnittliches Körpergewicht der Patienten
Nicht gel. HTEP n = 325	67,5 kg
Gel. HTEP n = 61	71,6 kg

4. Gleichzeitiges Auftreten verschiedener Faktoren - Vergleich der nicht gelockerten Hüfttotalendoprothesen mit den Pfannen- bzw. Schaftlockerungen.

4.1 Pfanne

	Nicht gel. HTEP n = 325	Pfannen-locke-rungen n = 38	Relation
Schlechte Wertigkeit des Pfannenlagers + Abstand zum kleinen Becken ≦ 2 mm	49 (15,1%)	11 (28,9%)	1:1,9
Schlechte Wertigkeit des Pfannenlagers + tiefe Pfanne oder Pfannenprotrusion	55 (16,9%)	13 (34,2%)	1:2
Schlechte Anteversion + Inklinationswinkel größer 55 Grad	14 (4,3%)	4 (10,5%)	1:2,4
Schlechte Anteversion + Inklinationswinkel kleiner 40 Grad	13 (4,0%)	3 (7,9%)	1:2

4.2 Schaft

	Nicht gel. HTEP n = 325	Schaft-locke-rungen n = 43	Relation
Varusposition des Proth.-schaftes + schlechte Wertigkeit des Schaft-lagers	10 (3,1%)	19 (44,2%)	1:14,3
Varusposition des Proth.-schaftes + Langhalsprothese	7 (2,2%)	10 (23,3%)	1:10,6
Varusposition des Proth.-schaftes + Prothesen-spitze nicht zementum-mantelt	6 (1,9%)	3 (7,0%)	1:3,7
Varusposition des Proth.-schaftes + starke Osteo-lyse am Proth.kragenaufsitz	4 (1,2%)	15 (34,9%)	1:29,1
Langhalsprothese + schlechte Wertigkeit des Schaftlagers	30 (9,2%)	15 (34,9%)	1:3,8
Langhalsprothese + Proth.-spitze nicht zementummantelt	8 (2,5%)	4 (9,3%)	1:3,7
Langhalsprothese + starke Osteolyse am Proth.kragenauf-sitz	7 (2,2%)	17 (39,5%)	1:18
Schlechte Wertigkeit des Schaftlagers + Varusposition des Proth.schaftes + Langhals-prothese	2 (0,6%)	8 (18,6%)	1:31

5. Pfannenlockerungen

Unter den 38 gelockerten Pfannen wurde bei 20 Pfannen eine gröbere Dislokation nachgewiesen. Es handelte sich dabei meist um eine Dislokation nach medial und cranial. Insgesamt vierzehnmal kam es zur Fraktur bzw. Destruktion des knöchernen Pfannenbodens. Fünfmal war die künstliche Pfanne frakturiert.
In 22 Fällen war zur Verankerung der künstlichen Pfanne das Pfannenlager tief ausgefräst und die Kunstpfanne mit relativ viel Knochenzement implantiert worden.
15 Pfannen zeigten gelenkseitig röntgenologisch erkennbare Aufbraucherscheinungen, wobei es in 9 Fällen gleichzeitig zu ausgedehnten osteolytischen Veränderungen im Sinne einer malignen Osteolyse (s.S.64) am Calcar femoris kam.

Abb. 5a - c zeigt die Prothese einer Patientin, deren Polyäthylenpfanne bereits nach drei Jahren vollständig ausgewalzt war. Nach Fraktur der Kunstpfanne kam es zur Protrusion der Schaftprothese ins kleine Becken. Die Prothese mußte ausgebaut werden. Eine stabile Verankerung einer neuen Pfanne war nicht mehr gewährleistet.

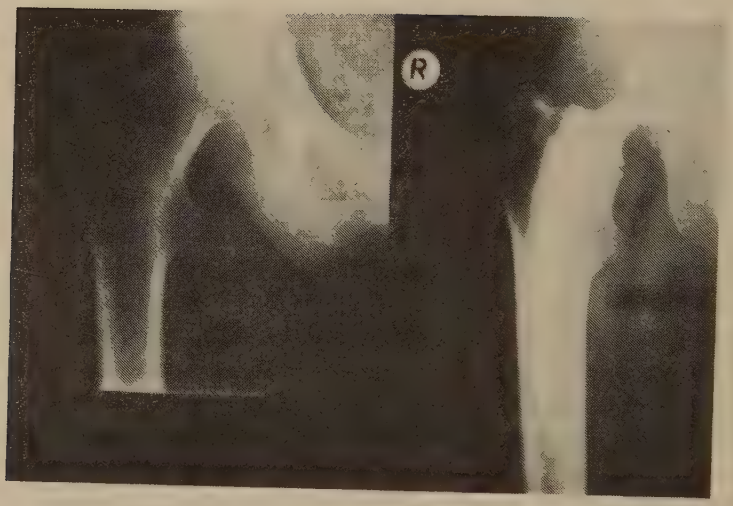


Abb. 5a

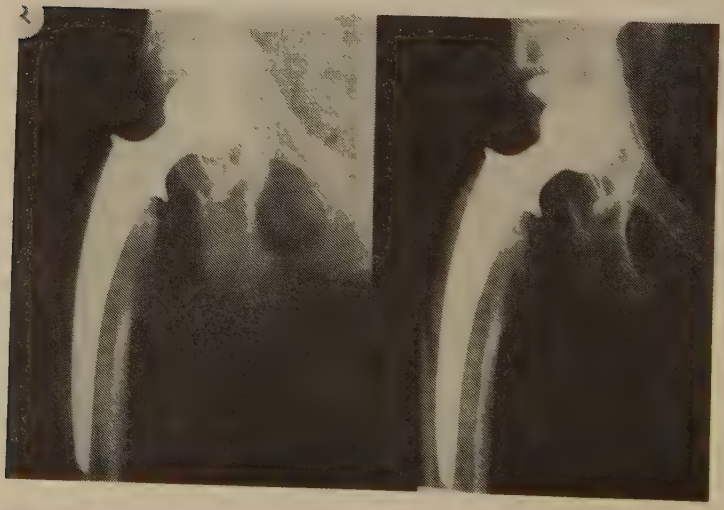
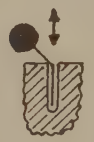


Abb. 5b

Abb. 5c

6. Schaftlockerungen

Bei den Prothesenschaftlockerungen wurden vier Formen entsprechend der Einteilung von Gruen et al. (29) unterschieden:

I	Ia	Bewegung des Prothesenschaftes innerhalb des Zementköchers	
	Ib	Tiefertreten des Prothesen-Zement-Verbundes innerhalb des Markkanales	
II		Zunehmende Varisierung des proximalen Schaftteiles bei gleichzeitiger Lateralisierung der Prothesenschaftspitze. Drehpunkt in Höhe der Prothesenschaftmitte	
III		Medial-laterale Pendelbewegung der Prothesenschaftspitze. Drehpunkt in der Höhe des Calcar femoris	
IV		Zunehmende Varisierung des proximalen Schaftteiles, während die Prothesenschaftspitze fest im Zement verankert bleibt	

Tab. 2 zeigt die Häufigkeit der vier Erscheinungsformen der Schaftlockerungen im Vergleich zu einer Untersuchung von Gruen et al. (29), jeweils bezogen auf die Gesamtzahl der untersuchten HTEP.

	Eigene Untersuchung		Untersuchung T. Gruen et al.	
Typ	Schaft-lock.	% (n = 386)	Schaft-lock.	% (n = 389)
Ia	6	1,6	13	3,3
Ib	16	4,2	20	5,1
II	11	2,9	10	2,6
III	1	0,3	3	0,8
IV	19	4,9	13	3,3

Tab. 2

Bei neun Prothesen lag eine Kombination verschiedener Formen der Schaftlockerung vor (s.Tab.3).

Typ	Prothesenschäfte
Ia + II	3
Ib + II	3
Ib + IV	2
Ia + Ib + II	1

Tab. 3

Auffällig bei der Form Ia war, daß fünf Prothesenschäfte in Neutralposition implantiert waren, dagegen nur ein Prothesenschaft in Varusposition. Dieser wurde durch eine frühzeitige Aushärtung des Knochenzementes nur unvollständig von Zement umgeben (s.Abb.14, S.54).

Abb. 6 zeigt eine Langhalsprothese, die medial-proximal und lateral-distal eine nur ungenügende Zementummantelung besitzt. Nach 5 Jahren kam es zu einem deutlichen Tiefertreten des Prothesenstieles im Zementköcher.

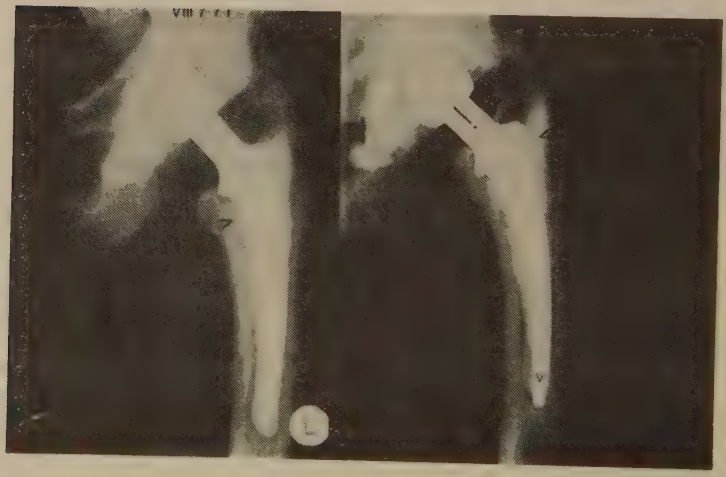


Abb. 6

Beim Typ Ib war der Markkanal bei der Nachuntersuchung durchschnittlich 26,3 mm weit, bei den restlichen 27 gelockerten Schäften dagegen nur 22,6 mm.

Auf Abb. 7 erkennt man neben einer Pfannenbodenperforation das Einsinken des Prothesen-Zement-Verbundes innerhalb des Markkanales. Die HTEP wurde nach 4 Jahren ausgewechselt.

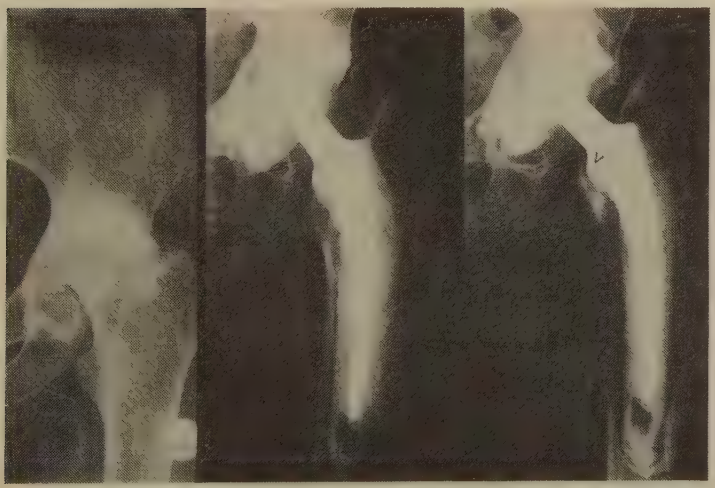


Abb. 7

Unter den 11 Prothesen der Lockerungsform II befanden sich 8 Langhalsprothesen. Ebenfalls achtmal war das medial-proximale Schaftlager nur mit sehr wenig Knochenzement ausgefüllt. In fünf Fällen wurden die Prothesenschäfte in Varusposition implantiert.

Auf Abb. 8 sieht man die zunehmende Varisierung der Langhalsprothese. Das mediale Zementlager ist auf seiner gesamten Länge nur sehr schwach ausgebildet.

Abb. 8

Die einzige Prothese, die der Lockerungsform III zugeordnet werden konnte, hatte einen großen Prothesenkragen (Howmedica-Prothese, Abb.9). Der Kragen sitzt am Calcar auf. 2 1/2 Jahre nach der Implantation war es zu einer überwiegenden Pendelbewegung gekommen.

Abb. 9

Beim Typ IV kam es zwölfmal zum Prothesenschaftbruch. Die Schaftspitze war bei allen 12 Prothesenschaftbrüchen mit Zement ummantelt, und der distale Prothesenschaftteil sicher verankert (Abb.10).

Von den insgesamt 19 Prothesen dieser Lockerungsform waren 13 Schäfte in Varusstellung implantiert. Ebenfalls dreizehnmal war die medialproximale Zementabstützung nur sehr schwach ausgebildet. In 12 Fällen konnte eine ausgeprägte Knochenresorption im Bereich des medialproximalen Schaftlagers beobachtet werden.

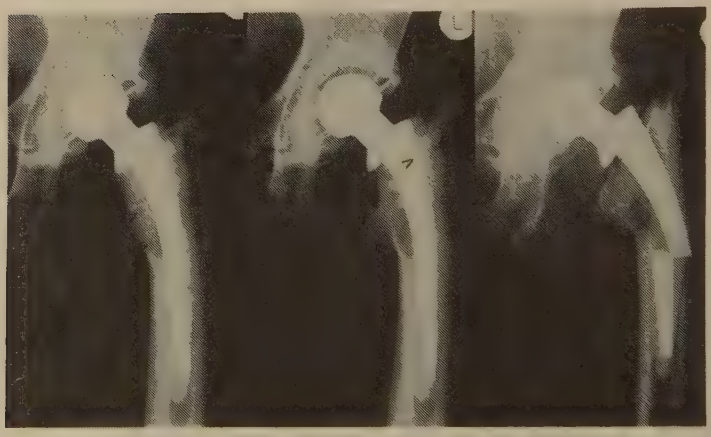


Abb. 10

D. Diskussion

Im folgenden werden einige der Ursachen besprochen, die für die aseptische Endoprothesenlockerung mitverantwortlich gemacht werden können. Die eigenen Ergebnisse werden mit den Literaturangaben verglichen.
Die Ursachen der aseptischen Endoprothesenlockerung lassen sich in fünf nicht streng voneinander getrennte Gruppen einteilen:

- Das Implantatlager
- Die operative Technik einschließlich Zement
- Konstruktionsmerkmale der Endoprothesen
- Biologische Reaktion
- Körperliche Aktivität und Belastung

1. Das Implantatlager

Das eigentliche Problem der Alloarthroplastik liegt in der dauerhaften Verankerung des Fremdmaterials im lebenden Knochen. An dieser Grenzschicht zwischen Knochen einerseits und Zement-Implantat-Komplex andererseits spielen sich die Lockerungsprozesse in erster Linie ab. Die Interaktion zwischen lebendem Knochen und totem Prothesenmaterial entscheidet über den Erfolg einer Prothesenimplantation (38,47,60). Nach der Implantation befindet sich der die Prothese im knöchernen Implantatbett fixierende Knochenzement in der Anfangsphase lediglich in Kontakt mit abgestorbenem Knochengewebe. Die Knochennekrosen sind zum Teil Folge einer unterbrochenen Gefäßversorgung, zum Teil auf den Knochenzement selbst zurückzuführen (s.S.52).
Darüber hinaus werden die Trabekel durch das OP-Trauma frakturiert. In einer mehrere Monate dauernden Reparationsphase wird der nekrotische Knochen revitalisiert, d.h., allmählich durch neues Knochengewebe ersetzt (Swanson u. Freeman, 1979).

Zwischen dem Knochengewebe und dem Zement bildet sich meist eine Schicht aus faserigem kollagenem Bindegewebe. Hierfür gibt es zwei Erklärungen:

1. Nach Swanson und Freeman (85) erleidet die dem Zement unmittelbar benachbarte Spongiosazone unter den ständigen Lastwechseln einen Ermüdungsbruch. Diese Zone wird anschließend durch Bindegewebe ersetzt. Kölbel (52) vermutet, daß bei großen Stoßbelastungen, beispielsweise einem Sprung, ein Teil der kinetischen Energie durch das Auftreten von Mikrofrakturen in den Spongiosabälkchen absorbiert wird.

2. Schneider (79) und Burri et al. (13) erkennen darin das Auftreten von Relativbewegungen. Sie werden als reversible Verschiebungen des steifen Implantates gegenüber dem weniger steifen Knochen bei dessen elastischer Verformung unter Belastung definiert.
Diese Relativbewegungen sind umso größer

- je weiter die Achse des Implantates von derjenigen des Knochens entfernt ist
- je länger das Implantat ist
- je größer das Ausmaß der elastischen Deformation des Knochens ist.

Untersuchungen von Perren et al. (66) an Osteosynthese-Platten ergaben, daß die Relativbewegungen mit folgender Knochenresorption ausgeschaltet werden können, wenn die Implantate unter genügend hohe Vorlast gesetzt werden, die im Idealfall größer als die intermittierende Belastung ist. Der schädliche Nulldurchgang, d.h. eine Beanspruchungsumkehr von Druck auf Zug, wird hierdurch ausgeschaltet.
Die zuvor beschriebenen Relativbewegungen haben zwangsläufig den Charakter eines Nulldurchganges.
Schneider (79) unterscheidet den kompensierten und den dekompensierten Nulldurchgang. Beim dekompensierten Nulldurchgang, den er in eine stationäre Form und eine progressive Form unterteilt, ist die Unruhe an der

Knochen-Implantat-Grenze zu groß, um vom Knochenanbau kompensiert werden zu können. Beim kompensierten Nulldurchgang kann der durch die Relativbewegungen angerichtete Schaden durch Knochenanbau kompensiert werden. Er dürfte dem Normalfall von Stabilität einer Totalprothese entsprechen.

1.1 Osteoporose

Von wesentlicher Bedeutung ist der Einfluß eines osteoporotischen Knochens auf die Lockerungsrate der Hüfttotalendoprothesen. Münzenberg et al. (62,63) und Hackenbroch et al. (34) konnten eine erhöhte Anzahl von Pfannenlockerungen bei stärkerem Osteoporosegrad feststellen. Ihrer Ansicht nach kann dieses Knochengewebe den mechanischen Belastungen auf Dauer nicht standhalten.
Auch die vorliegenden Ergebnisse zeigen, daß Patienten mit gelockerten Prothesen im Vergleich zu nicht gelockerten HTEP nahezu doppelt so häufig präoperativ eine starke Osteoporose aufwiesen und keiner ein als gut zu bewertendes Knochenlager besaß.
Für Huggler und Schreiber (42) neigt der osteoporotische Knochen verstärkt zu Mikrofrakturen. Infolge einer lokal begrenzten Instabilität kann so eine Lockerung eingeleitet werden.
Bekannt ist, daß Rheumatiker durch ihre Osteoporose oft erhebliche Verankerungsprobleme aufwerfen (68). Die dennoch nicht erhöhte Lockerungsrate der Rheumatiker im eigenen Krankengut könnte durch die geringere körperliche Belastung erklärt werden.
Mach (55) und Schellmann et al. (75) weisen auf die besondere Bedeutung der Osteoradionekrose hin, da bei ihr der Grad der Strukturschädigung noch ausgeprägter ist.

1.2 Pfannenform

Erschwerte Bedingungen für eine Pfannenimplantation liegen bei der dysplastischen Pfanne und der Protrusio acetabuli vor. Hackenbroch et al. (34) wiesen eine hohe Lockerungsrate bei Patienten mit Pfannendysplasie nach. Auch die vorliegenden Ergebnisse zeigen, daß eine präoperativ dysplastische Pfanne nach Prothesenimplantation etwas häufiger zur Implantatlockerung neigt. Der Grund könnte darin liegen, daß der mediale Pfannenanteil bis in den spongiösen Raum hinein vertieft werden muß, um die künstliche Pfanne soweit zu versenken, daß sie auch randständig die notwendige Abstützung erhält. Dies ist zwangsläufig mit einer Schwächung der Sandwich-Konstruktion des Beckens verbunden (s.S.42 Huggler und Schreiber (45)). Das Risiko der Implantatlockerung wird dadurch erhöht.

Bei der Protrusio acetabuli ist die Gefahr der Pfannenbodenperforation besonders groß (80,96).
Eine präoperativ tiefe Pfanne oder Pfannenprotrusion wies im eigenen Krankengut eine erhöhte Lockerungsrate auf. Dies entspricht den Untersuchungen von Hackenbroch et al. (34), Schulitz et al. (80) und Bösch et al. (9).
Daß eine Protrusionshüfte durchaus zufriedenstellend alloarthroplastisch versorgt werden kann, zeigen Sotelo-Garza und Charnley (83). Sie berichten über 253 Hüfttotalendoprothesen bei Patienten mit Protrusio acetabuli, die mit keiner erhöhten Komplikationsrate verbunden waren. Einen wichtigen Grund sehen die Autoren darin, daß sie bei der Zubereitung des Pfannenlagers das Acetabulum nicht weiter vertiefen. Diese Erklärung entspricht hiermit auch den Vorstellungen Hugglers und Schreibers (45, s.S.42).

1.3 Schenkelhalswinkel

Auffallend war, daß sich die Prothesenschäfte der Patienten mit präoperativ valgischem CCD-Winkel häufiger lockerten.
Nach Pauwels (64) wird bei der Coxa valga die Beanspruchung des Schenkelhalses erheblich verringert. Der Schenkelhals wird hierbei überwiegend auf Druck beansprucht, es treten nur geringe Zugspannungen auf. Das coxale Femurende wird jedoch nach Implantation einer relativ varischen Schaftprothese plötzlich vermehrt auf ungünstige Biegung beansprucht. Dies könnte dazu führen, daß die Knochenbälckenstruktur infolge ungenügender funktioneller Adaptation ihrer kraftübertragender Funktion nicht mehr gerecht wird.

1.4 Weite des Markkanales

Eine Untersuchung von Beckenbaugh et al. (5) ergab eine erhöhte Lockerungsrate bei Schaftprothesen, die in einen weiten Markkanal implantiert wurden. Er führt dies auf eine schlechte Zementfüllung der weiten Markhöhle zurück. Der Zement erleidet bei der Polymerisation einen Volumenverlust (Debrunner 1975). Bei dicken Zementschichten in weiten Markhöhlen könnte dies zu einer primären Instabilität führen.
Die vorliegenden Ergebnisse stimmen mit denen von Beckenbaugh überein. Der Markkanal war bei den nicht gelockerten HTEP präoperativ durchschnittlich 19,3 mm weit, bei den gelockerten Schäften durchschnittlich 21,4 mm und betrug bei dem Typ Ib der Schaftlockerungen nach T.Gruen et al. (29) (Tiefertreten des Implantat-Zement-Verbundes im Markkanal) sogar 22,3 mm.

1.5 Mediale und laterale Kortikalis

Es interessierte ferner, ob die präoperativ bestimmte Dicke der medialen und lateralen Kortikalis einen Einfluß auf die Lockerungsrate hat. Dabei wurde die Kortikalisdicke jeweils in Relation zur Schaftdicke gesetzt. Die Werte für die gelockerten und nicht gelockerten HTEP waren annähernd gleich groß. Dies stimmt mit den Ergebnissen von Carlsson und Nilson (14) überein, die den Quotienten aus der Dicke des Adamschen Bogens und des Schenkelhalses bestimmten.
Demnach dürfte die Dicke der Femurkortikalis eher eine untergeordnete Bedeutung beim Lockerungsvorgang haben.

Zusammengefaßt kann gesagt werden, daß der Knochen den limitierenden Faktor bei einer Prothesenimplantation darstellt. Der Knochen muß halten, und nicht die Prothese.

2. Operative Technik einschließlich Zement

2.1 Pfanne

Unterschiedliche Auffassungen bestanden in der Vergangenheit darüber, wie tief die Gelenkpfanne ausgefräst werden soll, um eine stabile und dauerhafte Verankerung der künstlichen Hüftpfanne zu erreichen.
Jäger et al. (50) ermittelten die zur Auslockerung von Kunstpfannen notwendigen Torsionskräfte. Sie kamen zu dem Resultat, die beste Verankerung sei das Auffräsen des Azetabulums bis zur Spongiosa mit gleichzeitiger Anbringung von drei Bohrlöchern. Die gefundenen Auslockerungsdrehmomente lagen jedoch weit über dem physiologischen Belastungsbereich, der bei implantierter HTEP zu erwarten ist.
Andere Autoren (42,45,63,68,86,91) empfehlen, den Pfannengrund nur bis zur subchondralen Sklerosezone zu präparieren und den spongiösen Raum nicht zu eröffnen.
Untersuchungen von Huggler und Schreiber (45) an einem modifizierten Epoxy-Modell des Beckens ergaben, daß die am Azetabulum unter Belastung auftretenden Druckspannungen ungefähr viermal größer sind als die von Ritter und Gruenert (69) ermittelte statische Belastbarkeit der Spongiosa von 15-25 kp/cm^2.

Das natürlicherweise leicht ovale Hüftazetabulum deformiert sich unter Belastung und nähert sich dabei einer Kugelform (Abb.11). Nach Implantation einer künstlichen Pfanne entstehen zwischen dem starren Pfannen-Palacos-

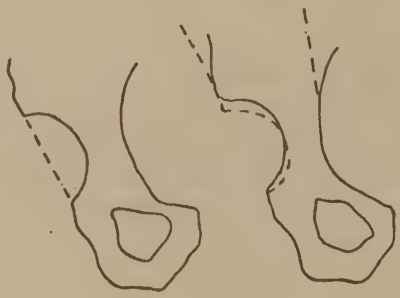


Abb. 11

Komplex und dem Knochenlager Kräfte, die versuchen, die Kunstpfanne auszustoßen. Wird die Sandwich-Konstruktion des knöchernen Beckens durch Ausfräsen bis in die Spongiosa verletzt, und dadurch auch die Aussteifung der Beckenkonstruktion zerstört, können diese Kräfte infolge verminderter Stabilität eher eine Pfannenlockerung herbeiführen.

Um die knöchernen Pfannenverhältnisse näher zu erfassen, wurde der Abstand der Knochen-Zement-Grenze bis zum kleinen Becken ermittelt. Er war in der vorliegenden Untersuchung bei den gelockerten Pfannen mit durchschnittlich 4,6 mm rund 2 mm geringer als bei den nicht gelockerten Endoprothesen. Ein großzügigeres Ausfräsen des Pfannenlagers bei den gelockerten Pfannen war anzunehmen und konnte auch anhand von Röntgenbildern und Operationsberichten gefunden werden.
Als Hinweis auf vorausgegangene Pfannenbodenperforation wurde bei den Pfannenlockerungen häufiger Knochenzement im kleinen Becken beobachtet.

Abb. 12 zeigt den Röntgenverlauf einer HTEP, bei der das Azetabulum relativ weit ausgefräst wurde. 9 Jahre nach der Operation kam es zur Pfannenlockerung und schließlich zur Pfannenbodenfraktur.

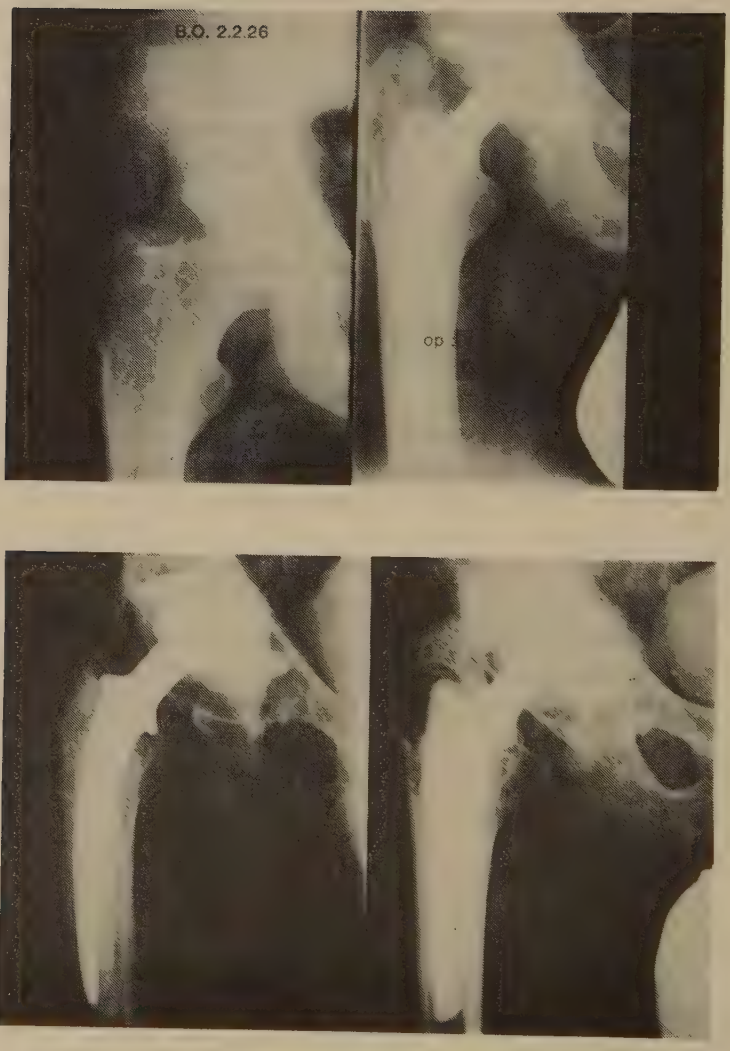


Abb. 12

Es sollte daher die Forderung der überwiegenden Anzahl der Autoren neuerer Publikationen (42,45,63,68,86,91) unterstrichen werden, bei der Zubereitung des Pfannengrundes die subchondrale Kortikalis so gut als möglich zu schonen und den spongiösen Raum nicht zu eröffnen.

Es wurde auch der Zusammenhang zwischen Implantatposition und Prothesenlockerung untersucht.
Heipertz und Willert (36) stellten nach der Analyse ihres Krankengutes fest, daß eine zu steil stehende Pfanne häufiger gelockert war. Hackenbroch et al. (34) untersuchten die implantierten Pfannen auf Anteversion und Inklination. Im Vergleich mit röntgenologisch unauffälligen Pfannen fanden sich unter den Gelockerten häufig solche mit starker Ante- oder Retroversionsstellung und zu steilem oder zu flachem Pfannendachwinkel.
Auch in der vorliegenden Untersuchung war der Anteil der Pfannen unter den gelockerten Implantaten erhöht, die entweder zu steil oder zu flach implantiert wurden oder eine zu starke Abweichung von der leichten Anteversionsstellung aufwiesen. Den geringsten Unterschied zeigten Pfannen mit großem Inklinationswinkel.
Ein Grund für das gehäufte Vorkommen schlecht implantierter Pfannen unter den gelockerten Implantaten könnte darin liegen, daß ein gelegentliches "Hebeln" des Prothesenhalses am Pfannenrand nicht auszuschließen war. Ein entsprechender Hinweis war einem Operationsbericht zu entnehmen.
Unter Umständen könnte ein solches Anschlagen auch negative Folgen für die Schaftprothese haben. Bei den 17 Pfannen in schlechter Anteversionsstellung war gleichzeitig elfmal der Prothesenschaft mitgelockert.

2.2 Schaft

Das coxale Femurende erfährt durch die bei der Implantation einer Schaftprothese erforderliche Resektion des Kopf-Hals-Anteiles sowie der Schaffung eines Implantatbettes für den Prothesenschaftanteil eine grundlegende Änderung seiner Biomechanik (Abb.13).

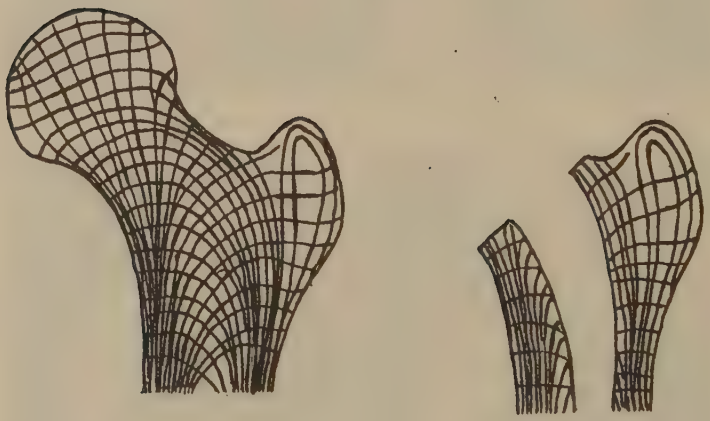


Abb. 13

Nach Ansicht von Diehl (23) kann die verbleibende Spongiosa ihre Aufgabe, nämlich die Absorption und Verteilung der eingeleiteten Kräfte in das kortikale Femurschaftrohr nicht mehr vollständig übernehmen. Von der restlichen Spongiosa nicht absorbierte Kräfte werden über den Prothesenstiel und Zementmantel im rechten Winkel auf die Innenseite der lateralen Kortikalis weitergeleitet. Unphysiologische Spannungen treten auf.

In der vorliegenden Untersuchung waren die Prothesenschäfte häufiger gelockert, die in einen weiten Markraum implantiert wurden (s.S.40). In diesen weiten Markhöhlen wurde offensichtlich nicht genügend Spongiosa ausgeräumt. Insbesondere diese im Bereich des Adamschen Bogens verbleibende restliche Spongiosa scheint den geforderten Ansprüchen vielfach nicht mehr gewachsen. Sie sollte konsequenterweise entfernt und die von der Prothese weiter zu leitenden Kräfte über einen breiten Zementmantel flächenhaft in die medial proximale Femurkortikalis eingeleitet werden.

Ritter und Gruenert (30,70) sehen im Nachgeben des medialen Implantatlagers infolge Überlastung den entscheidenden Faktor für eine Prothesenlockerung. Sie machen dafür drei in horizontaler Richtung an der medialen Prothesenabstützung auftretende Kräfte verantwortlich:

- Die Kraft aus dem Drehmoment. Da der Prothesenkopf nicht in der Schaftachse liegt, versuchen die vertikal am Kopf angreifenden Kräfte die Prothese nach medial zu drehen.

- Die Kraft aus der schiefen Ebene. Durch die Neigung des Prothesenkragens wird die Femurresektionsfläche nicht senkrecht belastet. Es resultiert eine nach medial gerichtete Kraftkomponente.

- Die Kraft aus der Keilform. Bedingt durch den keilförmigen Querschnitt der Prothesenschäfte wurden die Kräfte aus dem Drehmoment und der schiefen Ebene noch zusätzlich verstärkt. Bei neueren Prothesenmodellen wurde dies durch verändertes Design bereits berücksichtigt.

Experimentelle Untersuchungen von Diehl (23) und Huggler et al. (44) ergaben, daß die Beanspruchung des Femur nach Prothesenimplantation im Bereich des Prothesenaufsitzes erheblich reduziert wird. Der Kraftfluß geht vorwiegend durch das Material mit dem höheren Elastizitätsmodul (Swanson und Freeman 1979). Der Knochen wird dadurch nicht mehr adäquat belastet. Es kommt zur funktionellen Atrophie im Bereich des Prothesenaufsitzes, zur sogenannten "stress protection". Der Knochen reagiert mit einer Spongiosierung der Kortikalis (23,60), vergleichbar mit der Spongiosierung unter Osteosyntheseplatten (1,24,88).
Huggler et al. (44) sehen darin eine mechanische Schwächung des Implantatlagers.

Auch in der vorliegenden Untersuchung konnte eine Dickenabnahme der Kortikalis am Adamschen Bogen nach Prothesenimplantation festgestellt werden. Dies war insbesondere bei den gelockerten Prothesenschäften nachweisbar. Die Frage, ob der Knochenabbau am Prothesenaufsitz Ursache oder Folge einer Prothesenlockerung ist, muß offenbleiben. Beides scheint miteinander verknüpft zu sein. Eine Osteolyse kann eine Lockerung begünstigen und umgekehrt kann eine gelockerte Prothese eine Osteolyse verstärken.

Das Ausmaß der Dickenabnahme des Adamschen Bogens war aber auch von der Stellung der Schaftprothese im Markkanal abhängig. Bei den nicht gelockerten Endoprothesen war nach Varusimplantation des Schaftes der Abbau des Adamschen Bogens geringer als nach valgisch implantierter Prothese. Dagegen zeigte sich bei den gelockerten Prothesenschäften in

Varusposition der stärkste Knochenabbau des Adamschen Bogens. Dies könnte dadurch erklärt werden, daß eine varisch implantierte Prothese zu einer höheren Beanspruchung des coxalen Femurendes führt (Diehl 1975).
Bei Valgusstellung wird das coxale Femurende analog den Verhältnissen am normalen Femur weniger beansprucht (Pauwels 1973), obwohl die resultierende Kraft auf den Hüftkopf in Abhängigkeit vom Winkel zwischen dieser Resultierenden und der Vertikalen bis zu 33% höher sein kann als bei Varusstellung (71). Da das coxale Femurende bei Varusposition der Prothese einer stärkeren Beanspruchung unterliegt, wird es weniger atrophieren. Jedoch könnte der nachgewiesene stärkste Knochenabbau bei den varisch implantierten gelockerten Prothesenschäfte als Ausdruck einer Überlastung des medialen Prothesenlagers im Sinne von Ritter und Gruenert (70) gewertet werden.
Nach Pauwels (64) kommt es zu einem Abbau von Knochen, wenn die Größe der Spannungen einen oberen Grenzwert überschreitet. Einen Zahlenwert für diesen Grenzwert gibt Pauwels allerdings nicht an.

Es liegen verschiedene Veröffentlichungen über die erhöhte Lockerungsrate von varisch implantierten Schaftprothesen vor (5,9,34,36,59,65,92). Dies entspricht auch den eigenen Erfahrungen. Über die Hälfte der gelockerten Schäfte war varisch implantiert, keiner valgisch.
Das auf den Prothesenschaft wirkende Drehmoment vergrößert sich bei Varusposition durch Verlängerung des Hebelarms und führt somit zu einer vermehrten Biegebeanspruchung der Prothese und des Femur (23,48,89). Wandert die Prothese bei zunehmender Lockerung mit ihrem proximalen Anteil weiter nach medial, entsteht ein Circulus vitiosus. Hinzu kommt, daß durch die Stellung der Prothese für das medial-proximale Zementlager weniger Platz zur Verfügung steht.
Vor allem beim Typ IV der Schaftlockerungen nach Gruen et al. (29) (Zunehmende Varisierung des proximalen Schaftteiles, während die Prothesenspitze fest im Zement verankert bleibt) fand sich ein hoher Anteil

varisch implantierter Prothesenschäfte (13 von 19 Prothesen = 68,4%).

Erstaunlicherweise waren Abweichungen des Trochanter major nach oben oder unten bezüglich der Prothesenkopfmitte nicht mit einer erhöhten Lockerungsrate verknüpft. Auch nach weitgehender Resektion des Adamschen Bogens kam es nicht zu vermehrten Lockerungen.
Dies entspricht der Ansicht Schlegels (77), daß der Adamsche Bogen bei der konventionell zementierten Endoprothese keine wesentliche tragende Funktion ausübt.
Die Höhe der Schenkelhalsresektionsebene hatte somit im eigenen Krankengut isoliert keinen Einfluß auf den Lockerungsvorgang.

2.3 Prothesenschaftbrüche

Die Prothesenschaftbrüche zeigen ein übereinstimmendes Erscheinungsbild (37). Es findet sich eine Lockerung im proximalen Anteil, während die Prothesenspitze noch fest im Zement verankert ist. Hieraus resultiert eine erhöhte Biegebeanspruchung des Prothesenschaftes, die schließlich zu einem Ermüdungsbruch des Metalles führen kann. Dem Bruch geht also primär eine teilweise oder vollständige Lockerung voraus (90). Die Gefahr eines Schaftbruches ist sowohl bei Varusstellung der Prothese als auch bei mangelhafter medialer Zementabstützung, nach Knochenresorption am Calcar femoris und natürlich bei Materialfehlern erhöht (2,15,17,19,27). Eine wesentliche Rolle spielt dabei auch die Beanspruchung der Prothese bzw. der Verankerung, also die Anzahl der Lastwechsel in Abhängigkeit vom Körpergewicht (2).

Im eigenen Krankengut kam es zwölfmal zum Prothesenschaftbruch. In der Mehrzahl dieser Fälle ließ sich eine Varusposition der Schaftprothese, ein schwach ausgebildetes medial-proximales Zementlager sowie eine ausgeprägte Knochenresorption im Bereich des medialen Prothesenaufsitzes nachweisen. Der Anteil körperlich schwer arbeitender Patienten war erhöht.

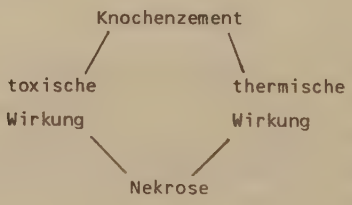
Die Bruchgefahr könnte durch Ausräumung der Spongiosa am Calcar femoris, durch eine solide mediale Zementabstützung und durch eine valgisch implantierte Prothese vermindert werden. Die Spannungen im Prothesenschaft werden hierdurch reduziert.

Ungethüm (90) empfiehlt ein sorgfältiges Kontrollverfahren bei der Herstellung von Gelenkprothesen, um Versagensfälle aus technischer Ursache zu vermeiden.

2.4 Knochenzement

Die Verankerung künstlicher Gelenke im Knochen erfolgt heute überwiegend mit dem erstmals 1959 von Charnley (16) in der Hüftendoprothetik verwendeten Knochenzement.
Durch ihn wird ein ausreichender Formschluß durch mechanische Verzahnung im umliegenden Knochengewebe erreicht und damit eine vergrößerte Fläche für die Krafteinteilung hergestellt (62,85).

Neben den bereits erwähnten mechanisch bedingten bzw. durch die unterbrochene Gefäßversorgung verursachten Nekrosen (s.S.35) kann das benachbarte Knochengewebe auch durch die thermische und toxische Wirkung des Knochenzementes geschädigt werden (46,81):



Als Ausdruck der Toxizität des freien Monomers des PMMA konnte Kellner (51) eine hämorrhagische Entzündung am Rande des Implantatlagers nachweisen.

Die thermischen Schäden entstehen infolge der Hitzeentwicklung der exotherm verlaufenden Polymerisationsreaktion während der Aushärtung des Knochenzementes (81).
Biehl et al. (6) und Labitzke et al. (54) sehen dagegen in der Anwendung von Knochenzement keine Gefahr für das Knochengewebe. Bei ihren Untersuchungen lagen die gemessenen Werte unter der Eiweißkoagulationstemperatur von 56 ^{o}C.

Ein weiterer Nachteil des Knochenzementes liegt in seiner Schrumpfung während des Aushärtens (22). Dieser Volumenverlust gewährt ein festes Umschließen der Prothese, hat jedoch eine Kontaktminderung an der Knochen-Zement-Grenze zur Folge.

Weiterhin wird die ursprüngliche Festigkeit des Knochenzementes durch eventuelle Blutbeimengungen, Hohlräume und Faltenbildung, durch Zumischen von Antibiotika und Röntgenkontrastmittel oder durch zu langes Anrühren erheblich vermindert (31,41,72).

Zu den unerwünschten systemischen Wirkungen während des Einbringens des PMMA in das Implantatbett zählen intraoperative Blutdruckabfälle (80) und Einschwemmung von Markfett bzw. thromboplastische Substanzen, die unter Umständen zu einer Fettembolie führen können (76).

Untersuchungen von Beckenbaugh et al. (5) ergaben, daß gelockerte Prothesenschäfte häufiger in einem schwach ausgebildeten Zementlager verankert waren und ihre Prothesenspitzen gehäuft außerhalb des Zementköchers lagen.
Mach (55) sieht in den Spannungsspitzen, die an einer nicht von Knochenzement umgebenen Prothesenspitze auftreten und zu kleinsten Bewegungen führen können, einen wesentlichen Faktor für die Prothesenlockerung.
Blacker et al. (7) und Bocco et al. (8) legen Wert auf ein breites Zementlager zwischen dem Calcar femoris und dem Prothesenschaft, um es gegenüber den Belastungsspitzen widerstandsfähiger zu machen und einer Zerrüttung des Zementes entgegenzuwirken.

Im eigenen Krankengut fand sich insbesondere beim Typ II (Zunehmende Varisierung des proximalen Schaftteiles bei gleichzeitiger Lateralisierung der Prothesenschaftspitze) und Typ IV (Zunehmende Varisierung des proximalen Schaftteiles, während die Prothesenspitze fest im Zement verankert bleibt) der Schaftlockerungen in der Mehrzahl der Fälle infolge einer ungenügenden Ausräumung der Spongiosa ein dünnes Zementlager medial proximal. Die Prothesenschaftspitze war bei 18,6 % der Schaftlockerungen nicht von Knochenzement umgeben, im Gegensatz zu 12,2 % bei den nicht gelockerten Endoprothesen.

Abb. 14 zeigt eine Schaftprothese, deren Implantatbett durch frühzeitige Aushärtung des Knochenzementes unvollständig mit Zement ausgefüllt war. Der proximale Anteil des Zementes frakturierte. Die Prothese sank mit dem distalen Zementköcher in den Markkanal ein.

Abb. 14

Bei der Verarbeitung des Knochenzementes muß auch sorgfältig darauf geachtet werden, daß keine Zementfragmente zwischen die Gelenkflächen gelangen. Diese Zementfragmente bzw. eine zunehmende Rauhigkeit des metallischen Prothesenkopfes führen zwangsläufig infolge eines erhöhten Reibungsmomentes zwischen den Gleitpartnern zu einer verstärkten Beanspruchung der Implantatverankerung und zu erhöhtem Materialverschleiß. Es müssen daher während der Operation die gelenkbildenden Oberflächen der Prothesen äußerst schonend behandelt werden.

3. Konstruktionsmerkmale der Endoprothesen

3.1 Prothesenhalslänge

Heipertz et al. (36) wiesen in ihrem Krankengut eine erhöhte Lockerungsrate bei Kurzhalsprothesen nach. Dies trifft auch auf die eigenen Endoprothesen zu.
Nach Huggler und Schreiber (43) kann durch Implantation einer Kurzhalsprothese eine Muskelinsuffizienz und somit eine instabile Gelenkführung resultieren. Durch eine Prothese mit kurzem Hals wird der Trochanter medialisiert, der Hebelarm der Abduktoren verschlechtert sich und die Belastung des Gelenkes vergrößert sich (Schreiber 1982).

In einem Operationsbericht fand sich der Hinweis, daß ein Anstoßen der hinteren Portion des großen Trochanters am hinteren Anteil der Kunstpfanne durch den kurzen Hals der Prothese mitbedingt war. Der Prothesenschaft war zusätzlich etwas vermehrt antetorquiert eingesetzt worden.

In der vorliegenden Untersuchung dominierte unter den gelockerten Prothesenschäften die Langhalsprothese.
Auch Tönnis et al. (87), Bösch et al. (9) und Willert et al. (92) fanden eine erhöhte Lockerungsrate bei Prothesen mit langem Hals.

Bei langhalsigen Prothesen vergrößert sich das am Prothesenschaft angreifende Drehmoment ($M = K \times d$), das die Prothese nach medial zu drehen versucht (Abb.15). Gleichzeitig erhöht sich die an der medialen Abstützung der Schaftprothese im Bereich des Calcar femoris auftretende Querkraft Q (Abb.16). Wird die mediale Prothesenabstützung überlastet, erhöht sich nach Ritter und Gruenert (70) die Gefahr der Lockerung bzw. Bruch der Prothese.

Abb. 15

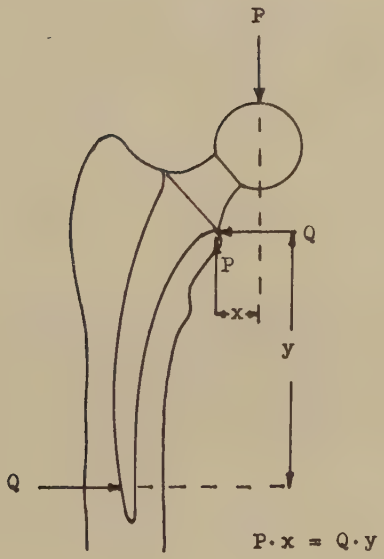


Abb. 16 (nach Huggler und Schreiber (43)).

Die ungünstige Wirkung der Langhalsprothese wurde besonders beim Typ II der Schaftlockerungen deutlich. Unter den 11 Prothesen dieses Lockerungstypes hatten 8 Prothesen einen langen Prothesenhals.

Zusätzlich muß angenommen werde, daß die intraoperativ vorgefundenen anatomischen Verhältnisse von vornherein ungünstig waren, d.h., nicht der Norm entsprachen und deshalb schon auch von der Norm abweichende Prothesenhalslängen implantiert werden mußten.

3.2 Prothesenschaftlänge

Der prozentuale Anteil der Kurzschaftprothesen war unter den gelockerten Endoprothesen mit 9,3 % doppelt so groß wie unter den nicht gelockerten Prothesen.
Dünnweber und Lubinus (25) führen dies darauf zurück, daß es bei Kurzschaftprothesen in relativ weiten Markhöhlen zu punktförmigen Lastaufnahmezonen im Bereich des Adamschen Bogens und der Prothesenspitze kommt, wodurch die Prothese im Laufe der Zeit vermehrt in Varusposition wandert und dadurch verstärkt auf Biegung beansprucht wird.
Von den vier gelockerten Kurzschaftprothesen im eigenen Krankengut waren zwei gebrochen, eine konnte dem Typ II der Schaftlockerungen zugeordnet werden. Die vierte Prothese sank mit dem Zementkörper in den Markkanal ein.

Langschaftprothesen wurden an der Orthopädischen Universitätsklinik Tübingen vorwiegend bei Austauschoperationen implantiert. Aus der Tatsache, daß sich unter den gelockerten Schäften eine Langschaftprothese befand, bei den nicht gelockerten Endoprothesen dagegen keine, kann keine erhöhte Lockerungsrate für Langschaftprothesen abgeleitet werden.

Folgende theoretische Überlegungen sind aus der Literatur bekannt.

Die Kräfte bei der Langschaftprothese verteilen sich durch den längeren Hebelarm auf eine größere Fläche. Die Gefahr der lokalen Überlastung wird somit reduziert (89). Der lange Schaft verhindert die varische Implantation. Wie bereits erwähnt, nehmen mit der Länge des Implantates die Relativbewegungen zwischen Implantat und Knochen zu (13,79, s.S.36).

Mit zunehmender Länge eines Implantates wird jedoch der Knochen immer mehr entlastet. Es kommt zur sogenannten Spongiosierung des Knochens (53).
Kölbel und Bergmann (53) empfehlen, die Langschaftprothese dem Prothesenwechsel vorzubehalten. Holz und Ungethüm (40) verwenden die Langschaftprothese vor allem bei weitlumigem Femur.

3.3 Prothesenkragen

Holz und Ungethüm (40) überprüften die Bedeutung einer breiten Kragenauflage unter simulierten Belastungsverhältnissen. Sie implantierten Prothesen mit verschieden großen Kragenauflageflächen in frische Leichenknochen. Es zeigte sich, daß es bei Prothesen mit kleinem Kragen zu plastischen Verformungen kam, die zu Mikro- und Makrozerstörungen des knöchernen Lagers und nachfolgender Lockerung der Prothese führten. Liegt eine Prothese mit großem Kragen dagegen der Kortikalis mit ihrer höheren Druckfestigkeit direkt auf, reduziert sich die Gefahr der Strukturzerstörung.

In vivo scheint dieser Effekt jedoch weniger zum Tragen zu kommen. Griss et al. (28) nehmen an, daß die postoperative Durchblutungsstörung an der Calcarresektionsfläche stets zu einer oberflächlichen Knochenresorption führt. Die Halsauflage der Prothese ist dann jedoch in der Regel von einem mehr oder minder ausgeprägtem Weichgewebe unterpolstert. Die Krafteinleitung erfolgt dann nicht über den Prothesenkragen, sondern über den distalen Zementköcher in das konische Femurschaftrohr.

Auch im eigenen Krankengut konnte bei klinisch und röntgenologisch noch fest implantierten Schäften fast regelmäßig im Röntgenbild eine Saumbildung zwischen Calcar und Prothesenkragen beobachtet werden.

Der Nachteil der großen Halsauflage besteht nach Griss et al. (28), Müller et al. (61) und Schneider (78) unter Umständen auch darin, daß ein geringes Nachsinken der Prothese und so ihre erneute Stabilisierung durch Verkeilung im Markkanal verhindert wird.

Schlegel (77) vertritt die Auffassung, daß der Adamsche Bogen trotz seiner größten knöchernen Festigkeit kein wesentlicher tragender Bestandteil darstellt und sich seine Tragfähigkeit nicht durch Verbreiterung des Prothesenkragens erhöhen läßt.

Darüber hinaus kann ein großer Kragen bei beginnender Lockerung wie das Widerlager eines Pendels wirken, und so bei jedem Lastwechsel infolge Pendelbewegungen des darunterliegenden Prothesenstiels den Lockerungsvorgang beschleunigen.
Diese Form der Lockerung konnte auch bei einer Prothese im eigenen Krankengut beobachtet werden (Typ III der Schaftlockerungen, s.Abb.9, S.33).
Da dies nur bei einer Prothese der Fall war, kann somit nicht für oder gegen einen Prothesenkragen Stellung genommen werden, wenn auch die am übrigen Krankengut gesammelten Erfahrungen zusammen mit einem Großteil der Mitteilungen aus der Literatur eher gegen den Prothesenkragen sprechen.

4. Biologische Reaktion

Willert et al. (93) konnten nachweisen, daß phagozytierte Fremdkörperpartikel über perivaskuläre Lymphspalten abtransportiert werden, und sich dabei ein Gleichgewichtszustand zwischen Materialverschleiß und Gewebereaktion einstellt (Abb.17). Dekompensiert dieser Zustand durch übermäßigen Anfall von Abriebprodukten, greift die Fremdkörperreaktion, die ursprünglich nur die neu entstandene Gelenkkapsel betrifft (10,93), auch auf das Bindegewebe an der Knochen-Zement-Grenze über. Dieses invasiv wachsende Granulationsgewebe zerstört den Knochen. Er wird abgebaut, die knochenseitigen Verankerungsflächen werden vermindert. Die Gefahr der Lockerung ist erhöht.

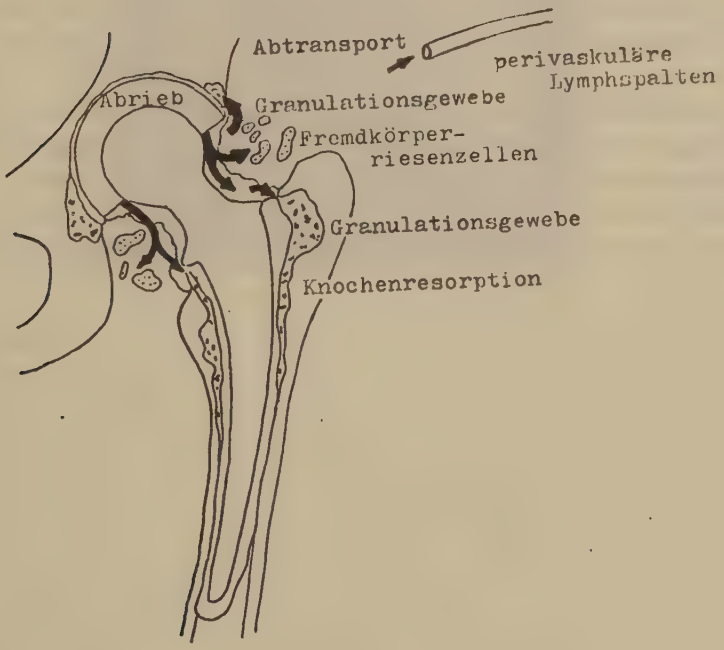


Abb. 17

Diese maligne Osteolyse (Witt 1977) bzw. dieses aggressive Granulom (Cotta und Schulitz 1973) führt zu röntgenologisch erkennbaren typischen Osteolysen mit einer geringeren Randsklerose und girlandenförmiger Begrenzung im Gegensatz zum glatt begrenzten Lockerungssaum.
Rütt (73) macht nicht nur die Art, sondern auch die Menge der nicht abtransportierten Verschleißpartikel für die Entwicklung des Fremdkörpergranulationsgewebes verantwortlich.
Charnley et al. (18) konnten an Polyäthylenpfannen einen jährlichen Abrieb von durchschnittlich 0,15 mm nachweisen. Erstaunlicherweise fand seine Arbeitsgruppe keine Beziehung zum Körpergewicht und zur Aktivität der Patienten.

In der vorliegenden Untersuchung konnte bei der Mehrzahl der gelockerten Schaftprothesen eine stark ausgeprägte Osteolyse insbesondere im Bereich des Prothesenschaftkragenaufsitzes festgestellt werden. Bei den nicht gelockerten Endoprothesen fand sich eine Osteolyse lediglich in 7,4 % der Fälle.
An sieben Kunstpfannen waren röntgenologisch deutliche Aufbraucherscheinungen erkennbar. Gleichzeitig waren hier ausgedehnte osteolytische Veränderungen im Bereich des Calcar femoris zu erkennen. Dies unterstreicht auch den von Rütt (73) vermuteten Zusammenhang zwischen der Menge der Abriebpartikel und dem Ausmaß der sog. "malignen Osteolyse".

Abb. 18 zeigt die HTEP eines 75-jährigen Landwirtes. 8 Jahre nach der Operation ist neben dem Pfannenabrieb die maligne Osteolyse im Bereich des medialen Prothesenkragenaufsitzes deutlich erkennbar. Die Prothese kippte nach medial und sank in den Markkanal ein.

Abb. 18

In diesem Zusammenhang muß auch die Metallallergie als Ursache einer aseptischen Prothesenlockerung Erwähnung finden.
Evans et al. (26) wiesen bei 9 von 14 Patienten mit gelockerten HTEP anhand von Epicutan-Tests eine Metallallergie auf Chrom und Kobalt nach. In histopathologischen Untersuchungen fanden sie Gewebsnekrosen infolge obliterativer Gefäßveränderungen. Ihre Kontrollgruppe mit 24 Patienten ohne Lockerung zeigte keine Allergie.
Auch Gschwend et al. (33) fanden gelegentlich eine Metallallergie bei Patienten mit Metall-Metall-Prothesen. Bei Metall-Polyäthylen-Paarung war dies nicht der Fall.
Brown et al. (11) wiesen bei 20 gelockerten Mckee-Farrar-Prothesen durch Epicutan-Proben, histologische und immunologischen Untersuchungen keine Metallallergie nach.

Zu diesem Problem kann anhand des eigenen Krankengutes keine Aussage gemacht werden. Allergietests wurden nicht regelmäßig durchgeführt.

5. Körperliche Aktivität und Belastung

Von Interesse war auch der Einfluß der körperlichen Belastung und des Körpergewichtes der Patienten auf die Haltbarkeit der Implantate. Einige Autoren sehen in der gesteigerten körperlichen Aktivität und einem hohen Körpergewicht der Patienten einen wesentlichen Faktor für die Implantatlockerung (2,59,67,73).

Auch in der vorliegenden Untersuchung war der prozentuale Anteil der Patienten, die körperlich schwer arbeiteten, bei den gelockerten HTEP im Vergleich zu den nicht gelockerten HTEP erhöht. Viele Patienten hatten eine eigene Landwirtschaft oder waren häufig durch schwere Gartenarbeit oder eigenen Hausbau belastet.

Patienten mit röntgenologischen Lockerungszeichen der HTEP hatten ein durchschnittliches Körpergewicht von 71,6 kg und waren damit 4,1 kg schwerer als Patienten mit nicht gelockerten Prothesen (67,5kg).

Bei ungünstiger operativer Ausgangslage (schlechtes knöchernes Lager, Varusposition der Prothese, Langhalsprothese) kann eine solche funktionelle Mehrbelastung zum Scheitern der Endoprothese führen. Eine angemessene körperliche Aktivität und eine Gewichtsreduktion bei übergewichtigen Patienten ist anzuraten. Der Patient muß insbesondere bei ungünstiger operativer Ausgangslage auf die negativen Folgen einer Überlastung des künstlichen Hüftgelenkes hingewiesen werden.
In angemessenem Rahmen ist Sport, z.B. Schwimmen, Wandern, Radfahren oder Skilanglauf jedoch durchaus erwünscht.
Der adäquate Reiz für die Knochenneubildung ist die Beanspruchung. Übertriebene Schonung, wie übertriebene funktionelle Beanspruchung sind also fehl am Platze.

E. Zusammenfassung

Die an der Orthopädischen Universitätsklinik Tübingen durchgeführte Untersuchung analysiert die Ursachen der aseptischen Endoprothesenlockerung anhand von 61 gelockerten Hüfttotalendoprothesen in den Jahren 1967-1977.
Als Vergleichsgruppe dienten 325 nicht gelockerte Hüfttotalendoprothesen.

Die knöcherne Ausgangssituation vor der Implantation einer Prothese hatte einen wesentlichen Einfluß auf das Lockerungsrisiko. Der Knochen hält letztendlich die Prothese. In der Endoprothetik gilt es, die an der Implantat-Knochen-Grenze auftretende Kräfte gering zu halten, d.h., den Knochen vor einer Überlastung zu schützen.
Ein bereits praeoperativ ungünstiges Knochenlager, eine dysplastische wie auch eine tiefe Pfanne bzw. eine Pfannenprotrusion sowie ein weiter Femurmarkkanal und eine Coxa valga erhöhten im eigenen Krankengut die Gefahr einer Lockerung.
Je schlechter die knöcherne Ausgangssituation ist, desto wichtiger wird die technisch perfekte Implantationstechnik. Intaktes tragendes Knochengewebe sollte soweit als möglich erhalten bleiben. Ein Auffräsen der Pfanne mit der Entfernung der subchondralen Kortikalis und der Eröffnung der spongiösen Räume erwies sich langfristig als nachteilig.
Im Gegensatz zur Pfanne erscheint es am Femurschaft nicht von Vorteil, weniger tragende, in ihrer Gesamtfunktion ohnehin gestörte, verbliebene spongiöse Strukturen im Bereich des Adamschen Bogens zu erhalten. Diese Spongiosa scheint in diesem Bereich nicht immer in der Lage, die nach der Prothesenimplantation auftretende Kräfte voll aufzunehmen. Über eine Osteolyse mit lokal begrenzter Lockerung in dieser biomechanisch so wichtigen Region kann der Prozeß der Lockerung der gesamten Prothese eingeleitet werden.

Ein langer Prothesenhals vergrößert insbesondere bei varischer Stielimplantation die Hebelverhältnisse und dadurch auch das Kräfteverhältnis. Eine valgische Position des Prothesenstieles vermindert die auftretenden Kräfte. Der uniforme, relativ grazile Prothesenstiel scheint für weite Femurschäfte ungünstig. Der Forderung nach einem größeren Schaftangebot kommen bereits neuere Modelle nach.
Eine sorgfältige Zementverarbeitung und eine umfassende Zementeinbettung der mechanisch am stärksten belasteten Knochenbereiche - des Adamschen Bogens und des lateralen Femurschaftes - ist unabdingbar.

Jedoch selbst bei einer optimalen Prothesenverankerung bei guten knöchernen Bedingungen ist und bleibt ein künstliches Gelenk immer ein Kompromiß. Ein ausgewogenes Verhältnis zwischen der individuellen Belastung und der gegebenen Belastbarkeit, also die situationsgerechte Belastung, ist ein wesentlicher, mit entscheidender Faktor für den Erfolg einer Endoprothese. Regelmäßige Kontrollen dienen der Beurteilung dieser individuellen Belastbarkeit wie auch der kontinuierlichen adäquaten Beratung des Patienten. Gebote auszusprechen erscheint ratsamer als mit Verboten zu warnen.

Eine der wesentlichsten Erkenntnisse dieser Untersuchung ist es, daß weniger die Einzelursache als vielmehr die Summe aller Negativfaktoren letztlich für das Scheitern der Endoprothese verantwortlich gemacht werden muß. Es besteht keinerlei Anlaß, von der strengen Indikationsstellung zu diesem Gelenkersatz abzuweichen. Vor dem Eingriff sollten alle gelenkerhaltenden Behandlungsverfahren ausgeschöpft werden.

Ist es einmal zu einer Lockerung der Endoprothese gekommen, so darf ein Prothesenwechsel nicht hinausgeschoben werden. Jedes Zögern verschlechtert die knöcherne Situation. Der Knochen aber ist es, der schließlich auch die neue Prothese halten muß, er limitiert die Möglichkeiten für einen erfolgreichen Wechsel.

Literaturverzeichnis

1 Akeson, W.H., S.L-Y Woo, L. Rutherford, R.D. Coutts, M. Gonsalves and D. Amiel: The Effects of Rigidity of Internal Fixation Plates on Long Bone Remodelling.
Acta orthop.scand. 47, 241-249 (1976).

2 Andriacchi, T.P., J.O. Galante, T.B. Belytschko and S. Hampton: A Stress Analysis of the Femoral Stem in Total Hip Protheses.
J. Bone Jt. Surg. 58A, 618-624 (1976).

3 Bauer, R. und M. Jopp: Resultate der totalen Hüftendoprothesen.
Arch. orthop. Unfall-Chir. 78, 325-335 (1974).

4 Bauer, R. und E. Semenitz: Möglichkeiten der Infektionsprophylaxe bei Alloarthroplastiken.
Orthop. Praxis 7/X, 689-693 (1976).

5 Beckenbaugh, R.D. and D.M. Ilstrup: Total Hip Arthroplasty.
J. Bone Jt. Surg. 60A, 306-313 (1978).

6 Biehl, G., J. Harms und U. Hauser: Experimentelle Untersuchungen über Wärmeentwicklung im Knochen bei der Polymerisation von Knochenzement.
Arch. orthop. Unfall-Chir. 78, 62-69 (1974)

7 Blacker, G.J. and J. Charnley: Changes in the Upper Femur After Low Friction Arthroplasty.
Clin. Orthop. 137, 15-23 (1978)

8 Bocco, F., P. Langan and J. Charnley: Changes in the Calcar Femoris in Relation to Cement Technology in Total Hip Replacement.
Clin. Orthop. 128, 287-295 (1977).

9 Bösch, P.,A. Kristen and K. Zweymüller: An Analysis of 119 Loosenings in Total Hip Endoprostheses.
Arch. orthop. Traumat. Surg. 96, 83-90 (1980).

10 Brinkmann, K.E. und K. Heilmann: Klinische, röntgenologische und feingewebliche Untersuchungen an ausgelockerten Hüftgelenksprothesen.
Arch. orthop. Unfall-Chir. 80, 333-342 (1974).

11 Brown, G.C., M.D. Lockstein, E.A. Salvati and P.G. Bullough: Sensitivity to Metal as a Possible Cause of Sterile Loosening after Cobalt-Chromium Total Hip Replacement Arthroplasty.
J. Bone Jt. Surg. 59A, 164-168 (1977).

12 Buchholz, H.W., E. Engelbrecht, J. Röttger und A. Siegel: Erkenntnisse nach Wechsel von über 400 infizierten Hüftendoprothesen.
Orthop. Praxis 12/XII, 1117-1120 (1976).

13 Burri, C. und A. Rüter: Lokalbehandlung chirurgischer Infektionen.
Bern, Stuttgart, Wien: Huber 1979.

14 Carlsson, A.S. and B.E. Nilsson: The Relationship of Bone Mass and Loosening of the Femoral Component in Total Hip Replacement.
Acta orthop. scand. 51, 285-288 (1980).

15 Carlsson, A.S., C.-F. Gentz and J. Stenport: Fracture of the Femoral Prosthesis in Total Hip Replacement According to Charnley.
Acta orthop. scand. 48, 650-655 (1977).

16 Charnley, J.: Anchorage of the Femoral Head Prosthesis to the Shaft of the Femur.
J. Bone Jt. Surg. 42B, 28-30 (1960).

17 Charnley, J.: Fracture of Femoral Prosthesis in Total Hip Replacement.
Clin. Orthop. 111, 105-120 (1975).

18 Charnley, J. and D.K. Halley: Rate of Wear in Total Hip Replacement.
Clin. Orthop. 112, 170-179 (1975).

19 Collis, D.K.: Femoral Stem Failure in Total Hip Replacement.
J. Bone Jt. Surg. 59A, 1033-1041 (1977).

20 Cotta, H. und K.-P. Schulitz: Komplikationen der Hüftalloarthroplastik durch periartikuläre Gewebsreaktionen.
Arch. orthop. Unfall-Chir. 69, 39-59 (1970).

21 Cotta, H. und K.-P. Schulitz: Der totale Hüftgelenkersatz.
Stuttgart: Thieme 1973.

22 Debrunner, H.U.: Die Volumenänderung von Knochenzementen während der Härtung.
Arch. orthop. Unfall-Chir. 81, 37-44 (1975).

23 Diehl, K.: Knochenbeanspruchung und Knochenumbau bei der Alloarthroplastik des coxalen Femurendes mit Zementverankerung.
Arch. orthop. Unfall-Chir. 83, 9-28 (1975).

24 Diehl, K. und H. Mittelmeier: Biomechanische Untersuchungen zur Erklärung der Spongiosierung bei der Plattenosteosynthese.
Z. orthop. 112, 235-243 (1974).

25 Dünnweber, E. und H.H. Lubinus: Erfahrungen über Implantatauswechslung von 53 Hüftvollendoprothesen wegen Lockerung aus technischer Ursache, wegen Infektion und wegen Materialermüdung.
Orthop. Praxis 12/XII, 1131-1132 (1976).

26 Evans, M.E., M.A.R. Freeman, A.J. Miller and B. Vernon-Roberts:
Metal Sensitivity as a Cause of Bone Necrosis and Loosening of the Prosthesis in Total Joint Replacement.
J. Bone Jt. Surg. 56B, 626-642 (1974).

27 Galante, J.O., W. Rostoker and J.M. Doyle: Failed Femoral Stems in Total Hip Prostheses.
J. Bone Jt. Surg. 57A, 230-236 (1975).

28 Griss, P., G. Heimke, E. Werner, J. Bleicher und G. Jentschura:
Was bedeutet die Resorption des Calcar femoris nach der Totalendoprothesenoperation der Hüfte.
Arch. orthop. Traumat. Surg. 92, 225-232 (1978).

29 Gruen, T.A., G.M. McNeice and H.C. Amstutz: "Modes of Failure" of Cemented Stem-type Femoral Components.
Clin. Orthop. 141, 17-27 (1979).

30 Grünert, A. und G. Ritter: Experimentelle Untersuchungen zum Problem der Verankerung von Hüftendoprothesen.
Arch. orthop. Unfall-Chir. 77, 149-153 (1973).

31 Grünert, A. und G. Ritter: Veränderungen physikalischer Eigenschaften der sogenannten Knochenzemente nach Beimischung von Fremdsubstanzen.
Arch. orthop. Unfall-Chir. 78, 336-342 (1974).

32 Gschwend, N.: Hüft-Totalprothesen bei entzündlich-rheumatischen Erkrankungen.
Orthopäde 2, 110-111 (1973).

33 Gschwend, N., H. Scherrer, R. Dybowski, H. Hohermuth, R. Razavi, A. Staubli, B. Wütherich und A. Scherrer:
Allergologische Probleme in der Orthopädie.
Orthopäde 6, 197-204 (1977).

34 Hackenbroch, M.H., H. Bruns, R. Holbe und H. Lechleuthner:
Weitere Erfahrungen mit der Totalendoprothese des Hüftgelenks.
Arch. orthop. Unfall-Chir. 84, 149-168 (1976).

35 Heipertz, W.: Lockerung und Infektion der Hüftgelenk-Totalendoprothese.
Z. Orthop. 112, 938-940 (1974).

36 Heipertz, W., H.-G. Willert und L. Zichner: Das Risiko der Implantatlockerung - eine Analyse unseres Krankengutes.
Orthop. Praxis 12/XII, 1104-1109 (1976).

37 Hinterberger, J. und M. Ungethüm: Biomechanische Betrachtung zur Beanspruchung der Verankerung von Femurschaftprothesen.
Z. Orthop. 115, 936-941 (1977).

38 Hoffmann-Daimler, S.: Mechanische Faktoren der Lockerung von Hüftgelenksprothesen und Möglichkeiten ihrer Beseitigung.
Z. Orthop. 112, 498-501 (1974).

39 Holz, U. und H.J. Gubba: Zur Problematik des Prothesenwechsels bei Lockerungen und Infektionen des alloarthroplastischen Hüftgelenksersatzes.
Arch. orthop. Unfall-Chir. 80, 165-175 (1974).

40 Holz, U. und M. Ungethüm: Klinische und experimentelle Untersuchungen wesentlicher Faktoren bei der dauerhaften Verankerung von Hüfttotalendoprothesen.
Arch. orthop. Unfall-Chir. 82, 195-204 (1975).

41 Holz, U., W. Hemminger und H. Gasse: Mechanische Untersuchungen an explantierten und frischen Knochenzementen.
Arch. orthop. Traumat. Surg. 91, 121-127 (1978).

42 Huggler, H.A. und A. Schreiber: Biomechanik der Implantation.
Orthop. Praxis 6/XII, 583-585 (1976).

43 Huggler, H.A. und A. Schreiber: Alloarthroplastik des Hüftgelenkes, 2. Auflage.
Stuttgart: Thieme 1978

44 Huggler, H.A., H.A.C. Jacob und A. Schreiber: Biomechanische Analyse der Lockerung von Femurprothesen.
Arch. orthop. Traumat. Surg. 92, 261-272 (1978).

45 Huggler, H.A., A. Schreiber, C. Dietschi und H. Jacob: Experimentelle Untersuchungen über das Deformationsverhalten des Hüftazetabulums unter Belastung.
Z. Orthop. 112, 44-50 (1974).

46 Hulliger, L: Untersuchungen über die Wirkung von Kunstharzen (Palacos und Ostamer) in Gewebekulturen.
Arch. orthop. Unfall-Chir. 54, 581-588.

47 Hupfauer, W: Die Knochen-Zement-Grenze, der neuralgische Punkt bei der Alloarthroplastik.
Orthop. Praxis 3/X, 142-144 (1974).

48 Hupfauer, W.: Veränderung des knöchernen Auflagers unter dem Einfluß der Stellung der Kopfprothese.
Orthop. Praxis 6/XII, 634-636 (1976).

49 Hupfauer, W. und J. Seifert: Diagnostik der Implantatlockerung.
Orthop. Praxis 12/XII, 1099-1103 (1976).

50 Jäger, M., W. Küßwetter, J. Rütt, M. Ungethüm und R. Burkhardt: Experimentelle Torsionslockerung technisch verschieden implantierter Hüftendoprothesenpfannen.
Z. Orthop. 112, 34-44 (1974).

51 Kellner, G.: Untersuchungen zur Eluierbarkeit von Knochenzement.

52 Kölbel, R. und U. Boenick: Mechanische Eigenschaften der Verbindung von Spongiosa mit Polymethylmetacrylat.
Med. orthop. Technik 1, 10-12 (1975).

53 Kölbel, R. und G. Bergmann: Technische Aspekte der Endoprothetik.
Orthop. Praxis 6/XII, 569-577 (1976).

54 Labitzke, R. und M. Paulus: Intraoperative Temperaturmessungen in der Hüftchirurgie während der Polymerisation des Knochenzementes Palacos.
Arch. orthop. Unfall-Chir. 79, 341-346 (1974).

55 Mach, J.: Zur Problematik der Endoprothesenlockerung und -auswechslung am Hüftgelenk.
Beitr. Orthop. u. Traumatol. 23, 622-630 (1976).

56 Mach, J.: Zur Problematik der Hüftgelenksendoprotheseninfektion.
Beitr. Orthop. u. Traumatol. 26, 15-21 (1979).

57 Maier, S., P. Griss, T. Rahmfeld und T. Dinkelacker: Nachuntersuchungsergebnisse der totalen Alloarthroplastik der Hüfte unter besonderer Berücksichtigung der Spätkomplikationen 4 bis 7 Jahre post operationem.
Z. Orthop. 115, 274-283 (1977).

58 Mayer, G.: Erfahrungen und Ergebnisse mit Hüftgelenk-Totalendoprothesen.
Beitr. Orthop. u. Traumatol. 22, 226-237 (1975).

59 McBeath, A.A. and R.N. Foltz: Femoral Component Loosening After Total Hip Arthroplasty.
Clin. Orthop. 141, 66-70 (1979).

60 Morscher, E. und R. Mathys: Erste Erfahrungen mit einer zementlosen isoelastischen Totalprothese der Hüfte.
Z. Orthop. 113, 745-749 (1975).

61 Müller, M.E. und B. Elminger: 10-Jahres-Ergebnisse der sog. Setzholz-Totalprothese.
Orthopäde 8, 73-74 (1979).

62 Münzenberg, K.J.: Zur Dauerhaftigkeit der Zement-Knochen-Verbindung.
Orthop. Praxis 12/XII, 1092-1094 (1976).

63 Münzenberg, K.J. und R. Dennert: Pfannenlockerung bei Hüfttotalendoprothesen infolge altersabhängigen Knochensubstanzverlustes.
Z. Orthop. 113, 947-951 (1975).

64 Pauwels, F.: Atlas zur Biomechanik der gesunden und kranken Hüfte.
Berlin, Heidelberg, New York: Springer 1973.

65 Pellicci, P.M., E.A. Salvati and H.J. Robinson: Mechanical Faillures in Total Hip Replacement Requiring Reoperation.
J. Bone Jt. Surg. 61A, 28-36 (1979).

66 Perren, S.M., R. Ganz und A. Rüter: Oberflächliche Knochenresorption um Implantate.
Med.-orthop.-Techn. 1, 6-10 (1975).

67 Rauterberg, K., K.-H. Wurster und K.-P. Schulitz: Gewebliche Reaktion des Kapselregenerates bei ausgelockerten Totalendoprothesen.
Orthop. Praxis 12/XII, 1097-1098 (1976).

68 Reichelt, A. und K. Riedl: Ursachen isolierter Pfannenlockerung nach Implantation von Hüftgelenkstotalprothesen.
Orthop. Praxis 1/XIII, 15-17 (1977).

69 Ritter, G. und A. Grünert: Experimentelle Untersuchungen zu den mechanischen Eigenschaften des Knochens im Hinblick auf Druckosteosynthesen.
Arch. orthop. Unfall-Chir. 75, 302-316 (1973).

70 Ritter, G., A. Grünert und C.-H. Schweikert: Biomechanische Ursachen von Lockerung und Bruch der Hüftendoprothesen.
Arch. orthop. Unfall-Chir. 77, 154-164 (1973).

71 Rohlmann, A., R. Kölbel und G. Bergmann: Kritische Betrachtung zur Berechnung der Belastung von Femur und Hüftendoprothese bei einer angenommenen Lagerung in maximal drei Punkten.
Z. Orthop. 115, 89-95 (1977).

72 Rudigier, J., K. Draenert, A. Grünert und G. Ritter: Zur Problematik von Kontrastmittelbeimengungen in Knochenzementen.
Akt. Traumatologie 7, 35-48 (1977).

73 Rütt, A.: Zur Ätiopathogenese der aseptischen Auslockerung von Hüftgelenkstotalendoprothesen.
Arch. orthop. Unfall-Chir. 88, 139-152 (1977).

74 Safi, R. und A. Schreiber: Ergebnisse der Hüftendototalplastik (Kontrolle der 1962-1968 operierten Fälle).
Z. Orthop. 110, 83-89 (1972).

75 Schellmann, W.D., H. Erdmann und K. Klemm: Zur Frage der Kontraindikation beim alloplastischen Hüftgelenkersatz.
Arch. orthop. Unfall-Chir. 80, 257-263 (1974).

76 Schlag, G: Die intraoperative Hypotension bei Anwendung von Knochenzementen in der Hüftchirurgie.
Orthop. Praxis 6/XII, 630-631 (1976).

77 Schlegel, K.F.: Trägt der Adamsche Bogenstachel die Endoprothese?
Orthop. Praxis 6/XII, 637-640 (1976).

78 Schneider, R.: Totalprothese der Hüfte: Die Verkeilung der Schaftprothese als Prinzip.
Unfallheilkunde 81, 255-260 (1978).

79 Schneider, R.: Die Totalprothese der Hüfte. Ein biomechanisches Konzept und seine Konsequenzen.
Bern, Stuttgart, Wien: Huber 1982.

80 Schulitz, K.P. und H.O. Dustmann: Komplikationen der Totalendoprothese.
Arch. orthop. Unfall-Chir. 85, 33-50 (1976).

81 Seidel, H., A. Eggert und H. Pietsch: Intraoperative Temperaturmessungen an der Zementknochengrenze bei der TEP-Implantation.
Arch. orthop. Unfall-Chir. 90, 251-257 (1977).

82 Singh, M., A.R. Nagrath and P.S. Maini: Changes in Trabecular Pattern of the Upper End of the Femur as an Index of Osteoporosis.
J. Bone Jt. Surg. 52A, 457-467 (1970).

83 Sotelo-Garza, A. and J. Charnley: The Results of Charnley Arthroplasty of the Hip Performed for Protrusio Acetabuli.
Clin. Orthop. 132, 12-18 (1978).

84 Stock, D. und K. Schmid-Ullrich: Ergebnisse und Komplikationen der totalen Hüftendoprothesen-Operationen.
Orthop. Praxis 6/XII, 592-596 (1976).

85 Swanson, S.A.V. und M.A.R. Freeman: Die wissenschaftlichen Grundlagen des Gelenkersatzes.
Berlin, Heidelberg, New York: Springer 1979.

86 Täger, K.H.: Zum Problem der Pfannenauslockerung bei der Totalendoprothese der Hüfte.
Arch. orthop. Unfall-Chir. 87, 39-49 (1977).

87 Tönnis, D. und H. Asai: Untersuchungen über die Lockerungsraten verschiedener Hüftgelenksprothesen und unterschiedlicher Halslängen.
Arch. orthop. Unfall-Chir. 86, 317-332 (1976).

88 Tonino, A.J., C.L. Davidson, P.J. Klopper and L.A. Linclan: Protection from Stress in Bone and its Effects.
J. Bone Jt. Surg. 58B, 107-113 (1976).

89 Ungethüm, M.: Bewegungs- und Belastungssimulation von Endoprothesen.
Orthopäde 7, 14-28 (1978).

90 Ungethüm, M.: Zur Problematik von Prothesenschaftbrüchen.
Z. Orthop. 118, 187-199 (1980).

91 Weber, B.G.: Total Hip Replacement. Problem of Implant-Loosening.
In: Chapchal, G.: Arthroplasty of the Hip.
Stuttgart: Thieme 1973.

92 Willert, H.-G., U. Buchhorn and L. Zichner: Clinical Experience with Mueller Total Hip Endoprostheses of Different Design and Material.
Arch. orthop. Traumat. Surg. 97, 197-205 (1980).

93 Willert, H.-G., M. Semlitsch, G. Buchhorn und U. Kriete:
Materialverschleiß und Gewebereaktion bei künstlichen Gelenken.
Orthopäde 7, 62-83 (1978).

94 Witt, A.N.: Möglichkeit und Grenzen des Endoprothesenaustausches.
Arch. orthop. Unfall-Chir. 88, 1-5 (1977).

95 Witt, A.N. und M.H. Hackenbroch: Therapeutische Möglichkeiten bei gelockerten Hüfttotalprothesen.
Z. Orthop. 114, 330-341 (1976).

96 Witt, A.N., M.H. Hackenbroch und W.R. Hepp: Die Implantation von Totalendoprothesen am Hüftgelenk unter erschwerten lokalen Bedingungen.
Arch. orthop. Unfall-Chir. 72, 289-304 (1972).

97 Wizgall, J.: Vergleichende Untersuchungen bei der Implantation von Hüftgelenkstotalprothesen.
Arch. orthop. Unfall-Chir. 75, 65-68 (1973).

98 Wolf, L. und G. Hoppenkamps: Erfahrungen mit dem ultrasterilen Operationsraum bei Implantation von Endoprothesen.
Orthop. Praxis 7/XII, 698-699 (1976).

Lebenslauf

Am 27. Dezember 1951 wurde ich, Klaus Jesussek, als Sohn des Alfons Jesussek und der Hanna Jesussek, geb. Streib, in Stuttgart geboren.

Nach dem Besuch der Grundschule und des mathematisch-naturwissenschaftlichen Wilhelms-Gymnasiums in Stuttgart legte ich im Juni 1971 die Reifeprüfung ab.
Im Wintersemester 1973/74 und Sommersemster 1974 war ich im Fach Physik an der Eberhard-Karls-Universität in Tübingen immatrikuliert.
Im Wintersemester 1974/75 begann ich an der Universität Hohenheim das Studium der Medizin, das ich im Wintersemester 1975/76 an der Eberhard-Karls-Universität in Tübingen fortsetzte und mit dem Staatsexamen am 9. April 1981 abschloß.
Seither arbeite ich als Assistenzarzt am Städtischen Krankenhaus in Sindelfingen.

Druck Köhler Tübingen